

Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Bruno Emanuel Novo de Moura

Projeto e desenvolvimento de estribo para calçado ortopédico

Tese de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação de

Professor Doutor João Paulo Flores Fernandes

Universidade do Minho

Professor Doutor António Pedro Garcia Valadares

Souto

Universidade do Minho

*Aos meus pais,
Albino Moura e Ana Maria Novo.*

AGRADECIMENTOS

Desejo assinalar os meus sinceros e profundos agradecimentos:

Ao Professor Doutor Paulo Flores, pela possibilidade de investigação que me concedeu, pela motivação em todos os momentos que se apresentavam mais difíceis, pelo conhecimento transmitido, e, essencialmente, pela ajuda e amizade que sempre demonstrou durante este tempo.

Ao Professor Doutor Pedro Souto, pela possibilidade de participação neste projeto (InovShoes), bem como pela constante motivação e disponibilidade.

Ao Eng.º Joaquim Jorge, pela sua constante ajuda, cooperação, simpatia e disponibilidade, pelas imprescindíveis informações fornecidas, porque só com estas a realização deste projeto se tornou possível.

Às em empresas ACLaser (António da Cunha Leite, Lda) e Amishoes – Calçados, Lda, pela conceção do protótipo e sua montagem, respetivamente, assim como pela possibilidade concedida de acompanhamento dos respetivos processos.

À Ortopedia Internacional, pela disponibilidade e informação facultada.

Aos meus amigos de curso, pela amizade, companheirismo e bons momentos passados!

À minha família em geral, especialmente à minha tia Ermelinda e à minha prima Daniela, pela constante preocupação, apoio e palavras amigas.

À minha Avó Mariana, pelo incondicional carinho, amizade e palavras de afeto.

Ao meu irmão Fábio, pelo companheirismo, carinho, amizade e apoio desmedidos.

Aos meus Pais, por tudo! Não é possível resumir o quanto vos estou grato. Obrigado!

À Celina, um agradecimento especial por tudo! Porque sem ti nada disto teria sido possível!

RESUMO

O interesse pelos estudos relativos ao tratamento e reabilitação de pessoas cuja atividade diária é afetada por problemas ortopédicos, tem vindo a aumentar de forma significativa nas últimas décadas. Neste contexto, a Biomecânica e o seu progressivo desenvolvimento tem-se revelado como uma importante disciplina no respeitante à resolução dos referidos problemas. A constante evolução desta área tem permitido criar dispositivos cujas funcionalidades vão cada vez mais ao encontro das necessidades do utilizador.

É precisamente na aplicação de técnicas de Engenharia neste domínio, que surge esta dissertação, mais concretamente o projeto e desenvolvimento de um estribo para calçado ortopédico.

O objetivo deste trabalho é o de desenvolver de um novo modelo de estribo, a partir do modelo tradicional fornecido *à priori*. Este apresentava alguns problemas de base mecânica, os quais se realçam o seu elevado peso e constante rutura em zona localizada ao fim de pouco tempo de utilização.

Este documento apresenta em pormenor, o estudo, projeto e desenvolvimento de um modelo capaz de solucionar as referidas falhas. Este trabalho culminou no fabrico e respetiva implementação de um protótipo geometricamente diferente e com um peso muito inferior ao estribo convencional.

ABSTRACT

The interest in studies within treatment and rehabilitation of persons which everyday activities are affected by innumerable orthopedic problems, has been growing in a significant way in the last decades. In this context, Biomechanics and its progressive development has revealed itself as an important discipline in solving the referred problems. The constant evolution of this field has allowed the creation of devices whose functions are focused in the user needs.

It is precisely throughout the application of techniques of engineering, in this domain, that this thesis consists, more precisely the project and development of a stirrup for orthopedic footwear.

The objective of this work is the development of a new stirrup model, from the traditional one, supplied in advance. This one presented some mechanical performance issues, in particular the elevated weight and constant rupture in the same region, within a short period of utilization.

This document presents, in detail, the study, project and development of a model capable of solving the above-mentioned faults. This work culminated in the manufacturing and implementation of a prototype, which is geometrically different as well as less-weighted than the conventional stirrup.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	i
RESUMO	iii
ABSTRACT	v
ÍNDICE	vii
LISTA DE FIGURAS	lix
LISTA DE TABELAS	xiii
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1. Enquadramento e Motivação	3
1.2. Objetivos do Trabalho	4
1.3. Estrutura da Tese	5
CAPÍTULO 2 - BIOMECÂNICA DA MARCHA HUMANA.....	7
2.1. Generalidades	9
2.2. Sistema de Coordenadas do Corpo Humano	12
2.3. Anatomia e Fisiologia do Pé e do Tornozelo	14
2.4. O Ciclo da Marcha	20
2.5. Biomecânica do Pé e Tornozelo	24
2.6. Forças de Reação do Solo Presentes na Marcha Normal	27
2.7. Patologias ao Nível dos Membros Inferiores	29
2.7.1. Dismetria dos Membros Inferiores	29
2.7.2. Pé Cavo	30
2.7.3. Atrofia Muscular Devida ao Síndrome Pós-Poliomielite	31
2.7.4. Pronação Excessiva do Tornozelo	31
2.8. Sumário e Discussão	33
CAPÍTULO 3 - SOLUÇÕES BIOMÉDICAS PARA OS MEMBROS INFERIORES.....	35
3.1. Ortóteses	37
3.2. Procedimento para Prescrições	40
3.3. Materiais	41
3.4. Tipos de Ortóteses para Membros Inferiores	42
3.4.1. Ortóteses do Tipo Pé (FO)	42
3.4.2. Ortóteses do Tipo Tornozelo (KO)	42
3.4.3. Ortóteses do Tipo Pé-Tornozelo (AFO)	43
3.4.4. Ortóteses do Tipo Joelho-Tornozelo-Pé (KAFO)	44

3.5. Calçado Ortopédico.....	46
3.6. Estribo.....	48
3.7. Sumário e Discussão	50
CAPÍTULO 4 - PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO CONCEITO DE ESTRIBO..	51
4.1. Metodologia Adoptada.....	53
4.1.1. Identificação do Problema	53
4.1.2. Definição do Problema	54
4.1.3. Desenvolvimento de Soluções Alternativas	54
4.1.4. Desenvolvimento do Protótipo – Aplicação e Validação	55
4.2. Estudo do Estribo Existente	56
4.3. Soluções Alternativas e sua Comparação.....	65
4.4. Sumário e Discussão	68
CAPÍTULO 5 - APLICAÇÃO E VALIDAÇÃO DO MODELO DESENVOLVIDO.....	69
5.1. Solução Adoptada e seu Desempenho.....	71
5.2. Desenvolvimento e Fabrico de um Protótipo Físico	74
5.3. Implementação do Novo Modelo	79
5.4. Validação do Protótipo	82
5.5. Sumário e Discussão	83
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO	85
6.1. Conclusões.....	87
6.2. Trabalho Futuro	88
REFEÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
BIBLIOGRAFIA.....	91
WEBGRAFIA	93
ANEXO A – Desenho técnico do estribo convencional.....	95
ANEXO B – Desenho técnico do novo estribo planificado.....	97
ANEXO C – Desenho técnico do novo estribo.....	99

LISTA DE FIGURAS

Capítulo 2

Figura 2.1- Planos anatômicos do corpo humano.	12
Figura 2.2 - Estrutura anatômica base do conjunto pé e tornozelo	15
Figura 2.3 - Representação dos Bordos e Faces do pé	15
Figura 2.4 - Localização dos diferentes segmentos do pé.	16
Figura 2.5 - Arcos do pé	17
Figura 2.6 - Músculos Extrínsecos. a) Plano Frontal Posterior; b) Plano Frontal Anterior.	18
Figura 2.7 - Músculos Intrínsecos. a) Plano Transverso Superior; b) Plano Transverso Inferior	19
Figura 2.8 - Representação do passo e passada.	20
Figura 2.9 - Representação das fases de apoio e balanço no ciclo da marcha	21
Figura 2.10 - Posição dos membros inferiores durante um ciclo de marcha, tendo como referência a perna direita (cinza)	21
Figura 2.11 - Representação dos movimentos de Dorsiflexão e Flexão Plantar	25
Figura 2.12 - Eversão e Inversão do conjunto pé/tornozelo	25
Figura 2.13 - Movimentos de abdução e adução do pé	26
Figura 2.14 - Pronação do pé	26
Figura 2.15 - Supinação do pé	26
Figura 2.16 - Componente vertical da força de reação do solo durante a fase de apoio na marcha ...	27
Figura 2.17 - Centro normal da linha de pressão exercida na zona plantar do pé, e respetiva fase da marcha em que acontece	28
Figura 2.18 – Exemplo de dismetria acentuada do membro inferior direito	30
Figura 2.19 – Pé cavo do indivíduo do caso em estudo.....	30
Figura 2.20– Pé excessivamente pronado da pessoa do caso em estudo.	32
Figura 2.21– Pronação excessiva do tornozelo e respetivos movimentos provocados no joelho.....	32

Capítulo 3

Figura 3.1 - Exemplo de ortótese do tipo AFO maioritariamente constituída por fibra de carbono	41
Figura 3.2 - Ortótese AFO típica, com ligação ao sapato por meio de um estribo	43
Figura 3.3 - Ortótese clássica tipo KAFO.	44
Figura 3.5 - Bota ortopédica usada pela pessoa do caso em estudo.	46
Figura 3.6 - Calçado ortopédico feito por medida	47
Figura 3.7 - Exemplo de calçado semi-ortopédico.	47
Figura 3.8 - Exemplo de calçado <i>standard</i> transformado.	47
Figura 3.9 - Estribo standard planificado.	48
Figura 3.10 - Diferentes tipos de extremidades do estribo	48
Figura 3.11 - Estribo em estudo, com as respetivas dobragens (Modelação em SolidWorks).	49

Capítulo 4

Figura 4.1 – Diferentes perspetivas do estribo a estudar.	56
Figura 4.2 – Estribo danificado e respetiva fenda.	56
Figura 4.3 – Modelo CAD Tridimensional do estribo convencional (Modelação em <i>SolidWorks</i>).	57
Figura 4.4 - Pé normal e pé pronado, com respetiva representação do ângulo de pronação γ .	58
Figura 4.5 – Medição do ângulo de pronação do tornozelo do utilizador.	59
Figura 4.6 – Decomposição das forças presentes aquando do contacto inicial pelo calcâneo.	60
Figura 4.7 – Modelo com as cargas e restrições aplicadas (esquerda), e respetiva malha (direita).	62
Figura 4.8 – Resultados da simulação estática do modelo.	62
Figura 4.9 – Resultados da simulação da análise à fadiga.	64
Figura 4.10 – Modelação da primeira solução alternativa.	65
Figura 4.11 – Resultados da simulação à fadiga relativa ao primeiro modelo alternativo.	66
Figura 4.12 – Modelo alternativo com reforço da parte crítica.	67

Capítulo 5

Figura 5.1 – Modelo do novo conceito de estribo a ser desenvolvido.	71
Figura 5.2 – Resultados da simulação estática do modelo alternativo.....	72
Figura 5.3 – Resultados da simulação à fadiga do modelo alternativo.	72
Figura 5.4 – Sistema de fixação do estribo.	73
Figura 5.5 – Modelo final planificado.	74
Figura 5.6 – Posicionamento da chapa para corte da peça.	75
Figura 5.7 – Início do processo de corte.	75
Figura 5.8 – Primeira e segunda peça cortadas, respectivamente.	76
Figura 5.9 – Peça final planificada e respetivo polimento.	76
Figura 5.10 – Ferramentas utilizadas na quinagem. Matriz e punção.	77
Figura 5.11 – Quinagem de um dos raios de curvatura da aba lateral.	77
Figura 5.12 – Processo ilustrativo da múltipla quinagem efetuada.	77
Figura 5.13 – Protótipo resultante do projeto.	78
Figura 5.14 – Furação e abertura da incisão para a colocação do sistema de fixação.	79
Figura 5.15 – Aparafusamento e fixação final do estribo.	79
Figura 5.16 – Revestimento do estribo e compensação com película de couro.	80
Figura 5.17 – Reconstrução da bota ortopédica.	80
Figura 5.18 – Resultado final do acoplamento do novo modelo de estribo à bota ortopédica.	81

LISTA DE TABELAS

Capítulo 2

Tabela 2.1 - Ossos do pé, segmentos e respetivas funções.	17
--	----

Capítulo 3

Tabela 3.1 - Tipos de Ortóteses para os membros inferiores, consoante a posição anatómica.	39
---	----

Tabela 3.2 - Gamas de tamanhos, tipos de articulação e cumprimentos de furo a furo	49
--	----

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento e Motivação

A Biomecânica pode ser entendida como uma disciplina que se debruça sobre a análise física dos movimentos do corpo humano, explicando como se processam a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos. Por outras palavras, pode entender-se esta como sendo o estudo do comportamento mecânico do sistema músculo-esquelético.

Com a realização deste trabalho pretende-se desenvolver um novo conceito de estribo usado em calçado ortopédico associado a ortóteses. De um modo geral, pode dizer-se que este tipo de sistema mecânico é concebido de modo a corrigir ou compensar deficiências, deformações ou limitações da locomoção humana. Para além disso, a conceção deste tipo de calçado deve ter ainda em consideração aspetos adicionais, tais como o alívio da dor, a acomodação de deformidades, a estabilidade e apoio, bem como a correta distribuição dos esforços associados à biomecânica da locomoção. Tendo em conta estes aspetos, a realização deste trabalho requer conhecimentos relativos à mecânica do complexo pé/tornozelo. De modo a entender a biomecânica do pé durante a marcha, é fundamental perceber como se processa o ciclo da marcha humana.

As restrições acima referidas estão diretamente associadas a um elevado custo socioeconómico, quer pelo custo dos componentes utilizados e durabilidade dos mesmos, bem como a elevada limitação e conforto do utilizador. Assim sendo, e com o intuito de atenuar estes problemas, pode dizer-se que a biomecânica desempenha um papel fundamental nas sociedades modernas, no que refere ao desenvolvimento de dispositivos médicos auxiliares, tais como próteses, ortóteses, dispositivos de reabilitação ou *software* de análise médica.

Uma vez feito o enquadramento, o tema deste trabalho centra-se no desenvolvimento de um estribo que consiga colmatar os problemas/limitações referidos, criando um produto inovador no que diz respeito à geometria, peso, estética e materiais utilizados.

1.2. Objetivos do Trabalho

O objetivo central deste projeto é o de desenvolver um novo conceito de estribo para calçado ortopédico. Os objetivos específicos deste trabalho podem ser listados do seguinte modo:

- Caracterizar a biomecânica da locomoção;
- Analisar as patologias associadas ao caso em estudo;
- Descrever os tipos de ortóteses existentes e o calçado ortopédico que lhes está associado;
- Estudar o desempenho do estribo atualmente disponível no mercado;
- Projetar um novo estribo para calçado ortopédico;
- Produção de um protótipo do modelo projetado;
- Aplicar o conceito desenvolvido tendo em vista a sua validação.

1.3. Estrutura da Tese

Sendo que o objetivo principal deste trabalho é projeto e desenvolvimento de um novo conceito de estribo para ortopédico, esta dissertação encontra-se estruturada da seguinte forma:

No Capítulo 2 é apresentada a revisão bibliográfica sobre os aspectos essenciais no estudo da Biomecânica da Marcha Humana, mais concretamente no respeitante ao complexo pé/tornozelo. Para além disto são descritas as patologias do utilizador relacionadas com o dispositivo em estudo.

O Capítulo 3 é referente às soluções biomédicas para os membros inferiores, mais precisamente no que se refere às ortóteses destes membros, calçado ortopédico que lhes está associado e o estribo, que serve de meio de ligação entre ambas.

No Capítulo 4 encontra-se exposto todo o processo de análise do estribo corrente, assim como a descrição das etapas de projeto e desenvolvimento do novo modelo.

O Capítulo 5 descreve o modelo alternativo adotado, bem como o estudo e análises a este efetuadas. Ainda neste capítulo, são apresentadas as fases de produção e implementação do protótipo, bem como a sua validação.

O último Capítulo reflete as conclusões e perspectivas de trabalho futuro no âmbito do projeto desenvolvido.

CAPÍTULO 2 - BIOMECÂNICA DA MARCHA HUMANA

2.1. Generalidades

O objetivo deste texto introdutório consiste em apresentar os fenómenos da marcha humana e sua relação com a Biomecânica. Esta conjugação é normalmente designada como Biomecânica da marcha humana.

A marcha humana não se resumindo a um fenómeno único e simples, é caracterizada por um vasto conjunto de movimentos, a sua análise e interpretação exigem estudos relativamente amplos e complexos (Wickstrom, 1990). Pode ser caracterizada dentro das diversas formas de locomoção, como um movimento voluntário e cíclico, executado pelo homem no seu quotidiano (Melo *et al.* 1999). i existindo um contacto contínuo e estável com a superfície de apoio (Wickstrom, 1990).

De acordo com *Inman*, existe um padrão de movimentos comuns na marcha do ser humano. No entanto, cada indivíduo tem algumas formas e características muito próprias de a realizar, entre as quais se destacam diversas variáveis que afetam o tipo de marcha. O comprimento do passo, velocidade, idade, sexo, peso, patologia e tipo de atividade exercida são alguns exemplos das referidas variáveis. Em suma, cada indivíduo executa a locomoção de forma a obter o menor custo energético possível, todavia é difícil avaliar a marcha no que diz respeito à sua qualificação e quantificação (Inman, 1981).

Pode então definir-se a marcha humana como o resultante do exercício de duas competências: o equilíbrio e a locomoção. De forma a manter uma postura ereta, o equilíbrio torna-se essencial e a coordenação sucessiva dos movimentos é indispensável para a realização da marcha. Existem ainda outros fatores que estão envolvidos no processo, como o sistema músculo-esquelético, os sistemas sensoriais, o sistema sensório-motor, entre outros (Huang, 1999).

O estudo sistemático da locomoção humana é muito útil e frequentemente utilizado em diversas áreas do conhecimento, tais como a ergonomia, o desporto e principalmente o tratamento médico de doenças que afetam o sistema locomotor (Corraza, 2006). Ao longo dos últimos anos tem-se registado um alargado e crescente interesse no assunto, particularmente entre profissionais e estudantes de fisioterapia, bioengenharia, neurologia, reabilitação e biomecânica.

O corpo humano é uma “máquina” altamente sofisticada, composto por uma variedade de mecanismos. Assim como os objetos, o corpo segue as leis convencionais da física. O estudo detalhado dessas leis e a sua aplicação aos seres vivos (particularmente ao ser humano) designa-se por Biomecânica.

A Biomecânica é uma disciplina derivada das ciências naturais, que se ocupa com análises físicas de sistemas biológicos e, por conseguinte, análises físicas de movimentos do corpo humano, explicando como se processam a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos. Assim sendo, o seu estudo pode ser dividido de acordo com três áreas principais:

- a.** O desempenho;
- b.** As lesões;
- c.** A reabilitação.

O desempenho refere-se ao modo como os seres vivos (principalmente humanos) executam as suas atividades. Esta parte inclui os movimentos que se encontram presentes na rotina diária do ser humano, tais como andar, sentar, levantar, carregar objetos, chutar, entre outros. Por outro lado menciona também o movimento interno e comportamento do corpo, como, por exemplo, o fluxo sanguíneo, o mecanismo muscular e a cinemática das articulações dos ossos. Para além disso, a parte do desempenho conota também atividades globais tais como manobrar ferramentas, veículos ou a mecânica de diferentes desportos.

Na parte das lesões, encontram-se inseridos aspetos como falhas ou danos corporais, por exemplo: ossos fraturados, problemas musculares, de ligamentos e tendões, assim como em casos mais graves, doenças ou malformações que perduram durante anos, ou mesmo ao longo de toda a vida.

No que toca à reabilitação, esta diz respeito à recuperação de lesões e anomalias associadas ao corpo humano. Engloba também todas as aplicações mecânicas na indústria dos cuidados de saúde, abrangendo áreas como o *design* e conceção de equipamentos auxiliares e corretivos (ortóteses e próteses), bem como o desenvolvimento de aparelhos de diagnóstico (Houston, 2009).

O atual desenvolvimento da biomecânica é expresso por novos procedimentos e técnicas de investigação, nas quais se verifica uma tendência crescente de combinação entre várias disciplinas científicas na análise do movimento. Um progresso nas técnicas de medição, armazenamento e processamento de dados contribuiu enormemente para a análise do movimento nos últimos anos.

Nenhuma disciplina se desenvolve por si mesma, sendo que no caso da biomecânica, esta recorre a um conjunto de disciplinas científicas (Amadio e Barbanti, 2000). Conhecimentos científicos possibilitam desta forma o desenvolvimento de métodos para o estudo de fenómenos naturais, que se tornam indispensáveis à compreensão dos parâmetros e variáveis que constituem a vasta área do movimento humano. Em relação à aplicação da biomecânica para análise e investigação de movimentos do corpo humano, podemos apresentá-la subdividida em duas áreas de estudo: a Biomecânica Interna e Externa. A primeira investiga as forças que têm origem dentro do corpo e que na maioria dos casos pressupõem um conhecimento da biomecânica externa, sendo que esta estuda as forças físicas que agem sobre os corpos (Amadio e Serrão, 2007).

Após uma breve descrição do que se entende por biomecânica da marcha humana, convém neste momento apresentar algumas variáveis, conceitos e terminologia que estão associadas a si de modo a facilitar a sua compreensão e estabelecer pontos cruciais para o seu estudo.

Tendo em conta o tema desta dissertação serão maioritariamente abordadas especificações relativas aos membros inferiores, principalmente à biomecânica do pé e tornozelo.

2.2. Sistema de Coordenadas do Corpo Humano

Para que se consiga efetuar uma completa representação e entendimento do movimento humano no geral e da marcha humana em específico, é de extrema importância que existam sistemas de análise tridimensional, sendo necessário definir uma posição anatômica de referência em relação aos planos, eixos e movimentos do corpo.

Os termos anatômicos que descrevem as relações entre as diferentes partes do corpo são baseados na posição anatômica, na qual uma pessoa está de pé, com os pés juntos, braços ao lado do corpo e com as palmas das mãos voltadas para a frente.

Este tipo de análises requer sistemas de coordenadas que normalmente são compostos por eixos anatomicamente alinhados, o medial/lateral (ML), anterior/posterior (AP), e superior/inferior (SI). Muitas vezes, é conveniente considerar apenas um sistema de análise bidimensional ou planar, em que apenas dois dos três eixos são considerados. No corpo humano, existem três planos anatômicos perpendiculares, que são referidos como planos cardinais. O Plano Sagital é formado pelos eixos SI e AP, o Plano Frontal (ou coronal) é formado pelos eixos SI e ML, e por fim, o Plano Transversal que é formado pelos eixos AP e ML (Karduna, 2009). O sistema referido encontra-se ilustrado na Figura 2.1.

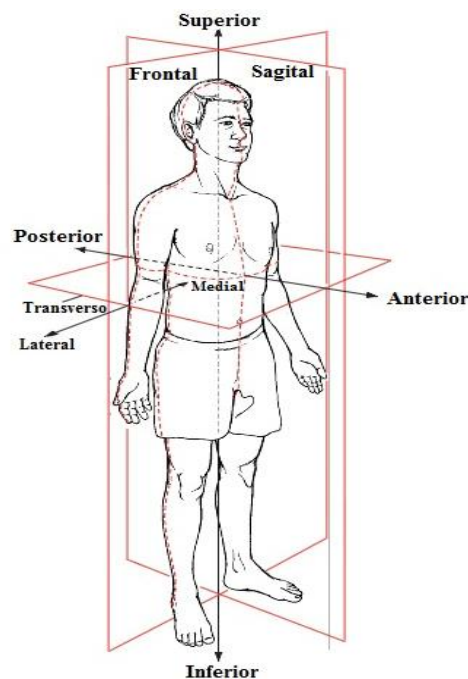


Figura 2.1 - Planos anatômicos do corpo humano (Adaptado de Karduna, 2009).

O movimento de qualquer segmento anatómico pode ser referenciado em relação a um sistema de coordenadas local ou global. Assim, por exemplo, o movimento da tíbia pode ser descrito tendo em conta a forma como se move em relação ao fêmur (sistema de coordenadas local). Por outro lado, pode ser avaliado o modo como se move em relação ao ambiente (sistema de coordenadas global). Os sistemas de coordenadas locais permitem uma melhor compressão na avaliação da gama de movimentos e funções articulares. Os sistemas globais de coordenadas demonstram-se mais vantajosos quando se consideram as atividades funcionais.

2.3. Anatomia e Fisiologia do Pé e do Tornozelo

O conjunto formado pelo pé e o tornozelo humano é uma estrutura mecânica complexa, constituída por ossos, articulações e tecidos moles (ligamentos e músculos). Este conjunto desempenha um importante papel na função biomecânica no que diz respeito à extremidade inferior do corpo humano sendo controlado por músculos extrínsecos e intrínsecos. O pé tem uma característica peculiar quando comparado com qualquer outra parte do corpo humano: é o único a atuar sob uma superfície exterior, promovendo o apoio e balanço quando o corpo se encontra em pé e em estado de repouso e, ainda, a estabilização do corpo durante a marcha.

Por outro lado, o pé possui funções muito importantes entre as quais, suportar o peso do corpo e servir como alavanca ao impulsionamento do mesmo. A complexa estrutura anatómica do pé permite a sua adaptação aos diversos tipos de superfícies, assim como aumenta a sua ação propulsora. É de salientar três partes importantes da estrutura mecânica do pé. Primeiro, a estrutura óssea que, em conjunto com os ligamentos e arcos promovem a rigidez estrutural e o mecanismo de alavanca. Este mantém o balanço durante o estado estacionário e a facilidade de propulsão. Seguidamente, as articulações, as quais conferem e flexibilidade e por fim, os músculos e tendões que controlam o movimento do pé.

O pé é a última parte da cadeia cinemática inferior que se opõe a resistência externa. Deste modo, a extremidade inferior deve distribuir e dissipar as forças de compressão, tração, cisalhamento e rotativas durante a fase de apoio da marcha. Geralmente, uma inadequada distribuição desses esforços provoca um movimento de locomoção anormal, o qual irá provocar tensões excessivas, podendo proporcionar em roturas musculares e dos ligamentos. A mecânica normal do pé e do tornozelo resulta numa maior atenuação das forças mais eficiente (Moreira, 2009).

O tornozelo e o pé constituem um sistema conjunto de modo a proporcionar os movimentos e funções anteriormente descritos. Na figura 2.2, encontra-se ilustrada a estrutura óssea e principais articulações do mesmo. Esta estrutura é composta por 26 ossos, 30 grandes articulações, mais de 100 ligamentos e 30 músculos e tendões, para além da rede neurovascular. A disposição óssea do pé divide-se em três grandes grupos, os Társo, os Metatárso e as Falanges.



Figura 2.2 - Estrutura anômica base do conjunto pé e tornozelo (Adaptado de: <http://www.lookfordiagnosis.com>).

Torna-se também pertinente neste contexto, referir que o pé humano é constituído por dois bordos: lateral e medial, e duas faces: dorsal e plantar, como se constata na Figura 2.3.

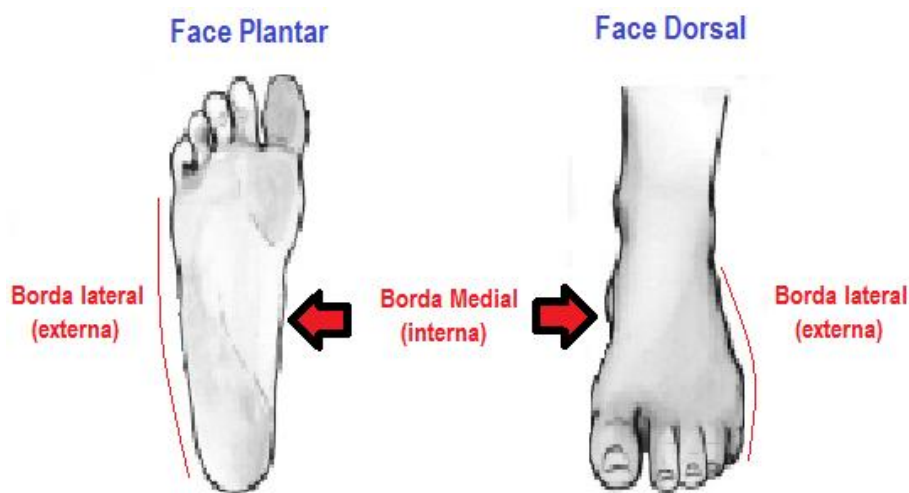


Figura 2.3 - Representação dos bordos e faces do pé (Adaptado de: Manual de Adaptações de Palmilhas e Calçados, 2002).

Para além da descrição efetuada, a disposição óssea do conjunto pé/tornozelo é classificada segundo três localizações distintas (Figura 2.4), constituídas pelos seguintes agrupamentos de ossos:

- a. Posterior ou Retropé** - O retropé é formado pelo tálus e o calcâneo. A articulação entre o tálus e calcâneo é denominada de articulação subtalar (articulação de Chopart).
- b. Medianos ou Mediopé** - Formado pelos ossos navicular, cubóide e cuneiformes mediais, intermédio e lateral. A principal articulação é entre os ossos navicular (do mediopé) com o tálus e calcâneo (retropé), denominada de articulação taluscalcâneonavicular (local onde tem grande mobilidade para os movimentos de inversão e eversão do pé, os quais serão descritos posteriormente).
- c. Anteriores ou Antepé** - Constituído pelos metatarsos e falanges. A articulação entre o mediopé e antepé, articulação tarsometatarsal, também é conhecida como articulação de Lisfranc (Nobeschi, 2010).

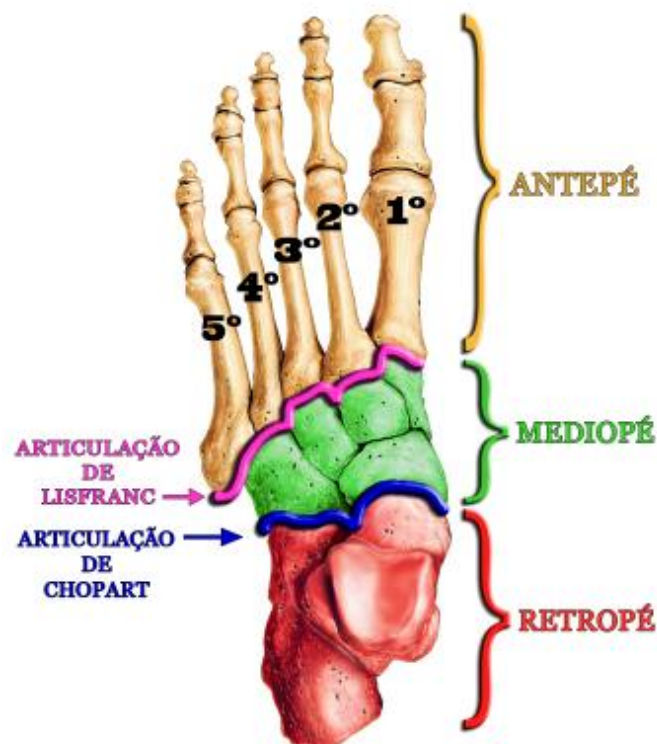


Figura 2.4 - Localização dos diferentes segmentos do pé (Fonte: <http://3.bp.blogspot.com>).

Tabela 2.1 - Ossos do pé (e respetiva quantidade dos mesmos), segmentos e respetivas funções
(Adaptado de: Manual de Adaptações de Palmilhas e Calçados, 2002).

SEGMENTOS	OSSOS	FUNÇÕES
Retropé	Tálus Calcâneo	Influencia a função e movimento do médio-pé e ante-pé.
Mediopé	Navicular Cubóide Cuneiformes (3)	Promove estabilidade. Transmite a força do retropé para influenciar o movimento do antepé e vice-versa.
Antepé	Metatarsos (5) Falanges (14)	Adaptação às mudanças no terreno, ajustando as superfícies irregulares Fase de propulsão da marcha

Os ossos do pé formam arcos de sustentação e distribuição do peso corporal, quando o corpo está em pé ou em fase de marcha (Figura 2.5), são divididos em três arcos: longitudinal medial, longitudinal lateral e transversal.

- a. Arco longitudinal medial:** Formado pelo calcâneo, tálus, navicular, Iº e IIº metatarsos.
- b. Arco longitudinal lateral:** Formado pelo calcâneo, cubóide, IIIº, IVº e Vº metatarsos.
- c. Arco transversal:** constituído pelos ossos cuneiformes (medial, intermédio e lateral), cubóide e base dos cinco ossos metatarsais (Richard e Mitchell, 2005).

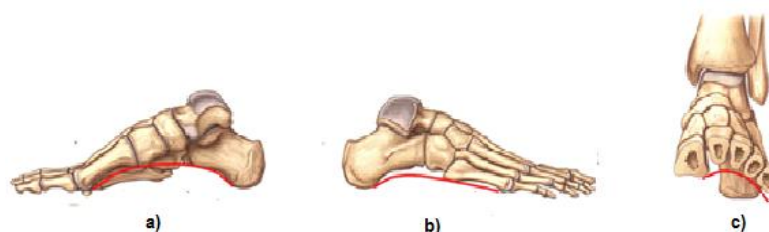


Figura 2.5 - Arcos do pé. a) Arco longitudinal, parte medial; b) Arco Longitudinal, parte lateral; c) Arco transversal
(Adaptado de Richard e Mitchel, 2005).

Os arcos referidos anteriormente são mantidos através das articulações, músculos e ligamentos do conjunto pé/tornozelo. As principais articulações deste conjunto são as seguintes:

- a. Talocrural:** Junção da tibia, fibula e tálus;
- b. Talocalcanea:** Formada pela junção tálus e calcâneo;
- c. Talonavicular:** Formada pela junção do tálus e navicular;
- d. Tibiofíbular:** Junção da tibia e fibula na extremidade distal.

Os músculos do complexo pé e do tornozelo têm como principal função manter a forma funcional do pé. São divididos em músculos extrínsecos (Figura 2.6) decorrentes da parte mais baixa da perna, e músculos intrínsecos (Figura 2.7) que se encontram dentro do próprio pé. Estes podem ser subdivididos em nos grupos dorsais e plantares. Durante a locomoção, todos estes músculos dos membros inferiores, promovem ativamente estabilidade e balanço na fase de apoio e um forte efeito de alavanca durante a propulsão.

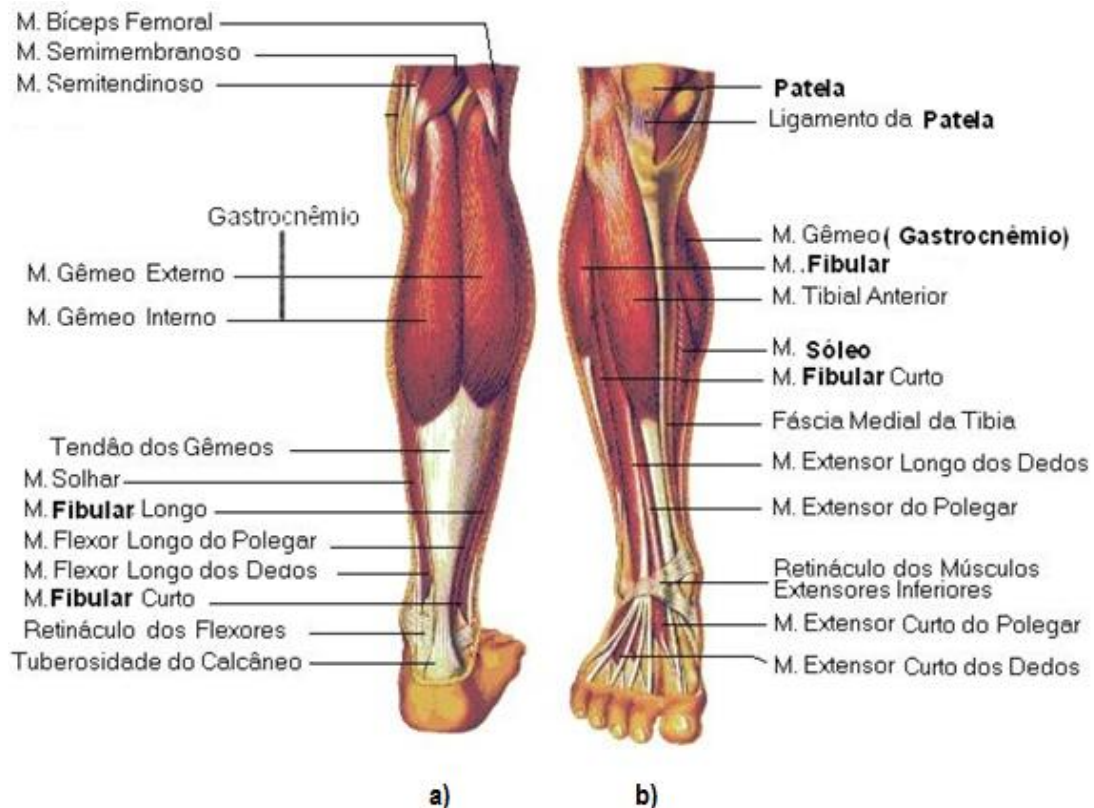


Figura 2.6 - Músculos Extrínsecos. a) Plano Frontal Posterior; b) Plano Frontal Anterior. (Fonte:

<http://neopage.vilabol.uol.com.br>).

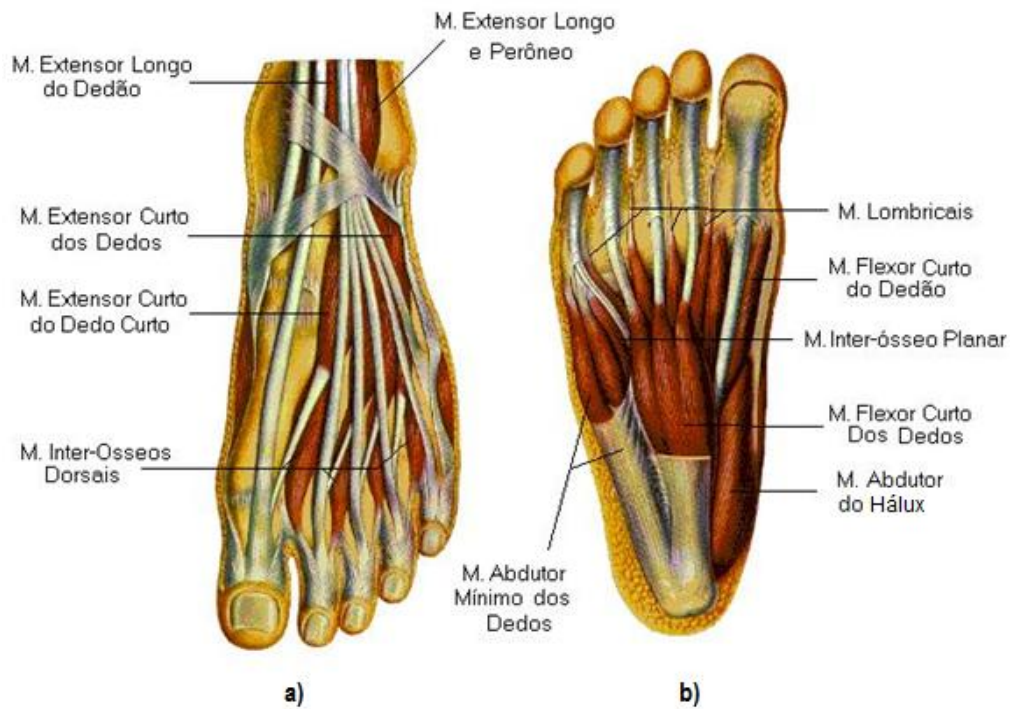


Figura 2.7 - Músculos Intrínsecos. a) Plano Transverso Superior; b) Plano Transverso Inferior (Fonte: <http://neopage.vilabol.uol.com.br>).

2.4. O Ciclo da Marcha

A marcha normal é rítmica, sendo caracterizada por movimentos propulsivos e retropulsivos alternadamente e de forma cíclica. O ciclo da marcha pode então definir-se como a sequência de movimentos que se inicia quando o calcanhar do pé de referência entra em contacto com a superfície e termina quando o mesmo pé toca novamente o solo (Norkin e White, 1992). Esta descrição pode também definir o conceito de passada. Por outro lado, o passo é o período entre o toque do calcâneo desse pé e o próximo toque do calcâneo do outro pé. A ilustração destes conceitos encontra-se na Figura 2.8.

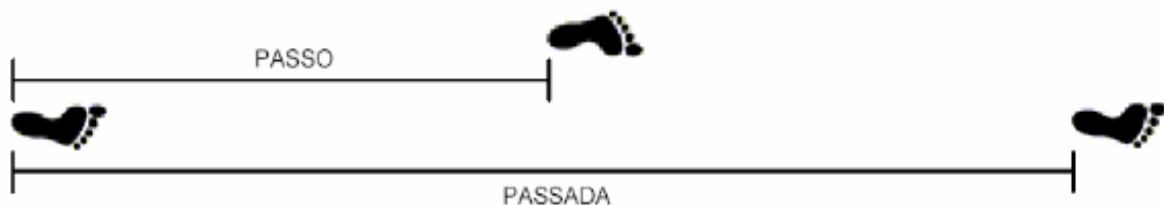


Figura 2.8 - Representação do passo e passada. (Fonte: Perry, 2005)

O ciclo da marcha é dividido em dois períodos para cada pé, estes são denominados por: Fase de Apoio e Fase de Balanço ou Oscilação. Durante cada ciclo cada extremidade passa por duas fases, uma fase de apoio e uma fase de balanço. Na figura 2.9 encontram-se representadas as referidas fases e respetivas percentagens no ciclo de marcha completo.

A fase de apoio acontece durante o tempo em que o pé se mantém em contacto com o solo, desde o início do contacto até ao último instante do mesmo. Esta fase corresponde a aproximadamente 60% do ciclo de marcha.

A fase de balanço inicia quando o membro inferior se descola do solo e termina antes do ataque ao solo do mesmo membro. Esta fase constitui cerca de 40% do ciclo de marcha (Norkin, 1992). Para além destas duas fases, é notória na fase de apoio a presença de dois períodos de duplo apoio, que acontecem quando ambos os pés se encontram simultaneamente em contacto com o solo. Estes períodos representam valores entre 16 a 22% do ciclo total da marcha normal (Lakany 2008).

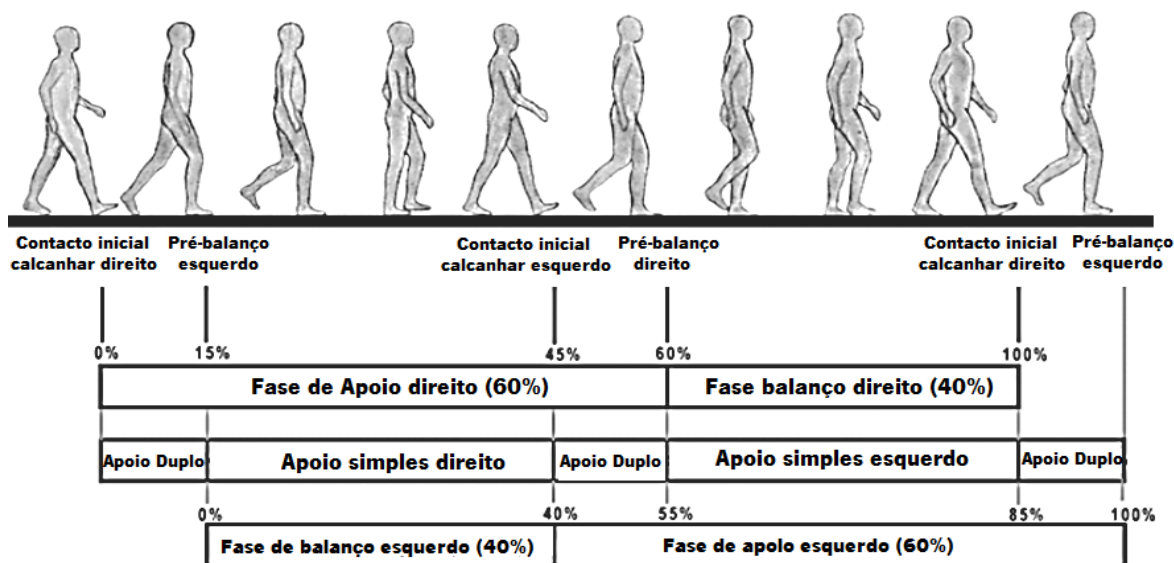


Figura 2.9 - Representação das fases de apoio e balanço no ciclo da marcha (Fonte: Vagner Sá – UCB/RJ).

As fases de apoio e balanço são divididas em subfases, as quais se encontram apresentadas na Figura 2.10 e descritas em seguida.

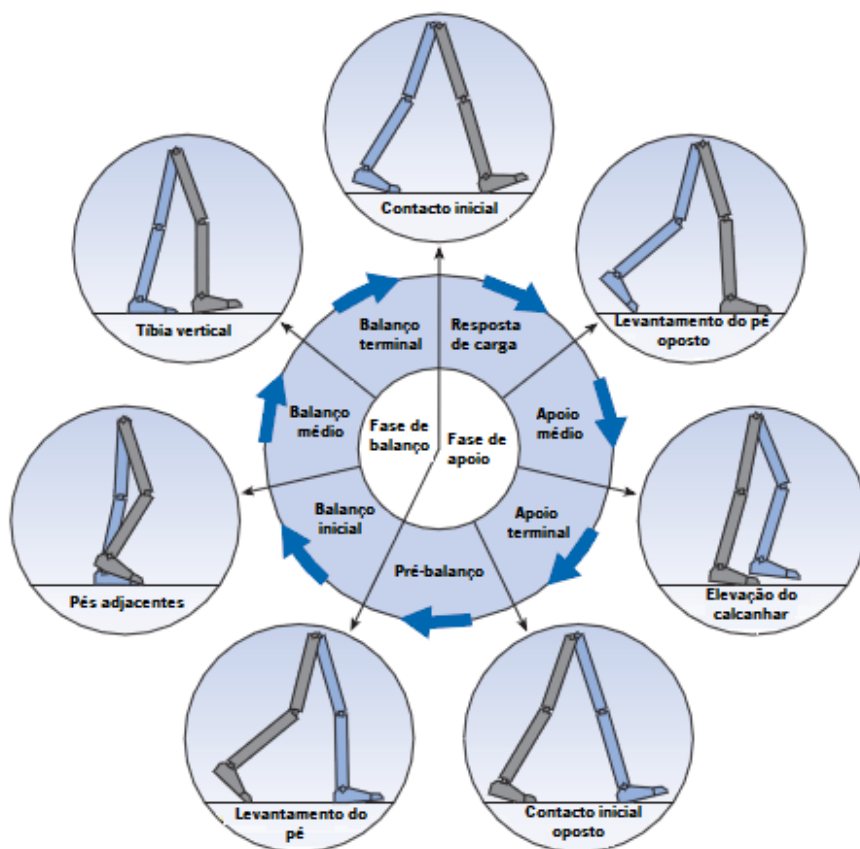


Figura 2.10 - Posição dos membros inferiores durante um ciclo de marcha, tendo como referência a perna direita (cinza) (Adaptado de: Whittle, 2007).

Relativamente à Fase de Apoio, esta divide-se em cinco diferentes subfases descritas seguidamente:

- a. Contacto inicial** – Esta fase acontece no momento em que o pé posterior toca o chão. Normalmente, o calcanhar é a primeira parte do pé que toca.
- b. Resposta de carga** – Fase em que o pé posterior está completamente em contacto com o solo, e onde se observa o duplo apoio dos membros inferiores, ou seja ambos os pés encontram em contacto com o chão, embora por um curto período de tempo. Quando o pé oposto se eleva termina esta fase, passando nesta altura o peso do corpo para a perna anterior ao corpo (suporte simples). Nesta fase, a perna suporta o peso do corpo no plano sagital e frontal, enquanto mantém o movimento em progresso.
- c. Apoio médio** – Subfase correspondente à primeira metade do suporte simples. Inicia-se com a elevação do pé posterior, encontrando-se este em balanço médio, e termina quando o peso do corpo se encontra alinhado com o antepé.
- d. Apoio terminal** – Inicia-se quando o calcanhar do pé que se encontra em posição posterior se eleva, continuando até que o calcanhar do pé anterior toque o solo.
- e. Pré-balanço** – Esta subfase começa com a de contacto inicial, mas agora com o calcanhar do pé contrário toca o solo e termina quando o outro pé se eleva, dando início à fase de balanço. Existe de novo nesta altura o suporte duplo por ambos os membros inferiores.

Na Fase de Balanço observam-se três subfases distintas que se descrevem de seguida:

- a. Balanço inicial** – Inicia-se quando o pé posterior sai do chão para avançar, terminando quando o outro pé se encontra na parte final da fase de apoio médio. Neste momento o corpo está novamente alinhado com o antepé.

- b. Balanço médio** – Momento em que o pé em balanço avança, até a perna correspondente se encontrar em posição anterior ao corpo e a tíbia estiver na vertical.
- c. Balanço terminal** – A perna anterior continua a mover-se em frente, ficando numa posição anterior à coxa. A subfase termina quando o pé anterior toca no chão, começando assim um novo ciclo. (Gafaniz, *et al.*2005)

2.5. Biomecânica do Pé e Tornozelo

A análise do movimento foca-se na cinemática, estudo do movimento dos corpos sem referência das forças envolvidas, e descreve aspetos temporais do padrão de movimento, como posição, ângulos, velocidade e aceleração dos segmentos corporais e articulações. Quando características antropométricas são aplicadas à dinâmica inversa, a análise quantitativa do movimento permite o cálculo da cinética: estudo das forças e momentos envolvidos.

Como foi apresentado anteriormente, a marcha é caracterizada por uma repetitiva sequência de movimentos dos membros inferiores para mover o corpo, mantendo ao mesmo tempo a estabilidade da postura. No entanto, não existe um ciclo de marcha padrão global, podendo ser diferenciado principalmente se o indivíduo em questão se movimenta segundo uma marcha normal ou se porventura padece de alguma patologia ou conjunto destas que influenciem a sua locomoção, como por exemplo o utilizador do caso em estudo.

No âmbito do tema desta dissertação, o estudo recai sobre um indivíduo que se move segundo uma marcha influenciada por um conjunto de patologias dos membros inferiores. Assim sendo, este tipo de marcha será também um tema ao qual se dará bastante atenção numa fase posterior, bem como a descrição das patologias que a condicionam. Porém, a marcha patológica é extremamente difícil de ser caracterizada, uma vez que as diversas patologias, ou conjunto destas influenciam de modo diferente a forma de locomoção do portador das mesmas.

Seguidamente encontram-se descritos os conjuntos de movimentos efetuados pelo conjunto pé/tornozelo. Deve referir-se no entanto, que se tratam de movimentos do referido conjunto sem patologia. No caso de existirem anomalias, a quantificação desses movimentos é geralmente bastante diferente.

a. Dorsiflexão - É o movimento do dorso do pé para cima (Figura 2.11), em direção à tibia, no plano Sagital. A amplitude desse movimento, em casos normais ronda os 20°. Os músculos atuantes são o tibial anterior, o extensor longo dos dedos e o fibular (Lacuesta, 1999).

b. Flexão plantar – Este movimento consiste em baixar o dorso do pé em direção ao eixo da perna no plano Sagital (Figura 2.11). A amplitude média desse movimento é de 50°. Os principais músculos atuantes são os gastrocnêmios e o sóleo (Oliveira, 2004).

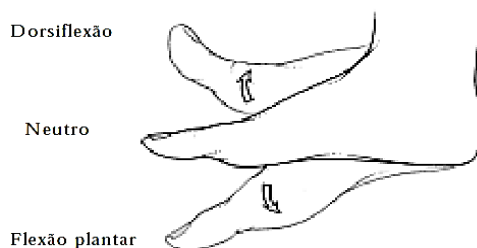


Figura 2.11 - Representação dos movimentos de Dorsiflexão e Flexão Plantar (Fonte: Manual de Adaptações de Palmilhas e Calçados, 2002).

c. Inversão - Ocorre quando a borda medial do pé se desloca em direção à parte medial da perna, sendo que a amplitude máxima deste movimento é de 20° (Figura 2.12). O principal músculo interveniente é o músculo tibial posterior, sendo auxiliado pelos músculos gastrocnêmios, sóleo e flexor longo dos dedos.

d. Eversão – A eversão ocorre quando a borda lateral do pé se dirige na direção da parte lateral da perna (Figura 2.12). A amplitude máxima do movimento é de 5°. Realizado principalmente pelos músculos fibular curto e longo, auxiliado pelos músculos extensor longo dos dedos e fibular (Silva, 2002).

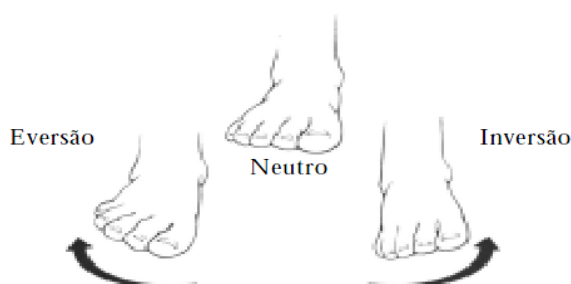


Figura 2.12 - Eversão e Inversão do conjunto pé/tornozelo (Fonte: Manual de Adaptações de Palmilhas e Calçados, 2002).

e. Abdução – Este movimento ocorre no plano transversal, quando o antepé se desloca da posição neutral em direção à parte lateral do pé (Figura 2.13).

f. Adução - Consiste no movimento oposto à abdução. O antepé move-se da posição neutral em direção à parte medial do pé (Figura 2.13).

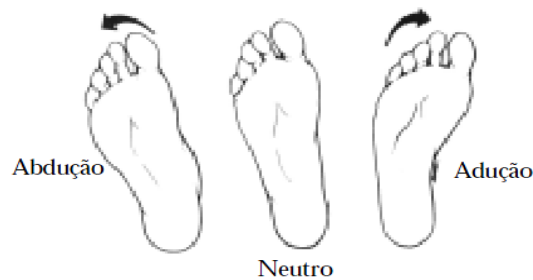


Figura 2.13 - Movimentos de abdução e adução do pé (Fonte: Manual de Adaptações de Palmilhas e Calçados, 2002).

g. Pronação - Este movimento é triplanar. Ocorre com uma combinação de movimentos formada por uma eversão do calcâneo, abdução e dorsiflexão. O calcâneo move-se em relação ao tálus em direção à borda medial do pé (Lacuesta, 1999).

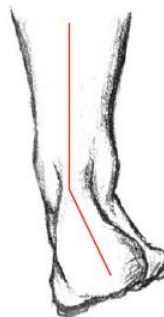


Figura 2.14 - Pronação do pé (Fonte: www.wefixfeet.ca).

h. Supinação - É o oposto da pronação, ocorrendo uma inversão do calcâneo, adução e flexão plantar. O calcâneo move-se em relação ao tálus em direção à borda lateral do pé.

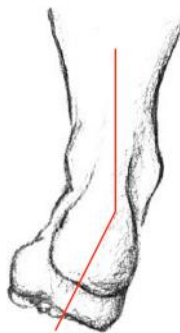


Figura 2.15 - Supinação do pé (Fonte: www.wefixfeet.ca).

2.6. Forças de Reação do Solo Presentes na Marcha Normal

Durante a fase da marcha, um indivíduo exerce sobre o solo uma força, cuja intensidade varia durante o ciclo, dependendo de fatores intrínsecos, como por exemplo o peso do corpo, e de fatores dinâmicos, tais como o seu estado cinético. De acordo com a terceira lei de Newton, e aplicando a mesma a este caso, pode dizer-se que a superfície de apoio devolve uma força de igual magnitude e direção oposta à força que o corpo exerce sobre a mesma. Esta força denomina-se por força de reação do solo (FRS).

Durante a fase de apoio, o peso corporal atua sobre o pé de apoio, podendo gerar Frs's verticais (Figura 2.16), horizontais (componentes antero-posterior e medio-lateral) ou rotativas. A componente vertical é a que mais se destaca, uma vez que a sua magnitude é bastante mais elevada do que as outras componentes, sendo esta a principal responsável pela sobrecarga do aparelho locomotor (Cardoso *et al.* 2007).

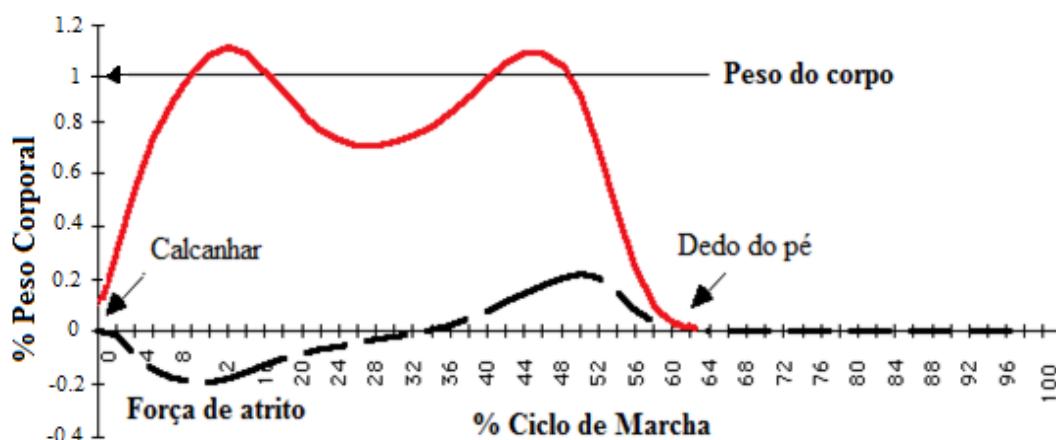


Figura 2.16 - Componente vertical da força de reação do solo durante a fase de apoio na marcha (Adaptado de: Winter, 1991).

Para melhor compreensão da componente vertical da Frs, encontra-se ilustrado na Figura 2.17 o centro da linha de pressão exercida na zona plantar de um pé normal. Esta define-se a partir do vetor médio de todas as forças atuantes na base do pé, consoante a percentagem da fase de apoio do mesmo e coincide com a progressão da força de reação no solo.

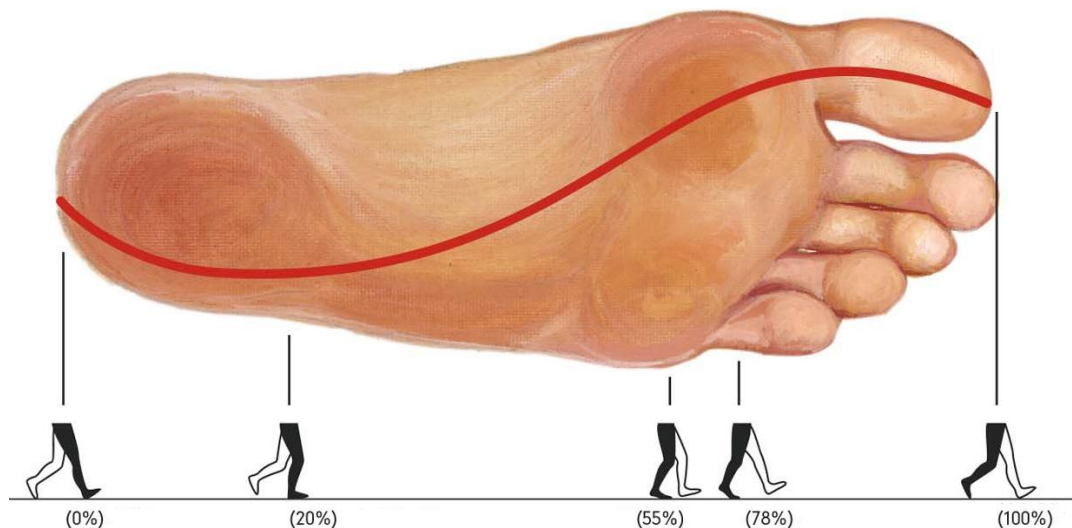


Figura 2.17 - Centro normal da linha de pressão exercida na zona plantar do pé, e respetiva fase da marcha em que acontece (Adaptado de: www.wefixfeet.ca).

É de salientar nesta fase que numa marcha anormal ou patológica estas forças diferem, sendo no entanto muito difícil a sua estudo e avaliação. Diferentes indivíduos com patologias distintas têm comportamentos diferentes na marcha, pelo que só estudando caso a caso se consegue fazer uma avaliação individual mais detalhada dos esforços envolvidos.

2.7. Patologias ao Nível dos Membros Inferiores

Alterações no movimento da marcha são comumente observadas em pacientes com lesões ortopédicas, tais como, fraturas dos membros inferiores, lesões neurológicas entre outras. Estes tipos de lesões e anomalias têm como principal consequência o déficit na marcha.

Existe uma vasta variedade de patologias dos membros inferiores, associadas a diferentes causas. Neste capítulo apenas serão descritas patologias associadas ao utilizador do caso em estudo. Para informações relativas a todas as patologias destes membros devem ser consultadas bibliografias dedicadas ao assunto, nomeadamente livros que tratem de conteúdos relativos a ortopedia. Como exemplos podem referenciar-se os seguintes: “*Orthopaedic Pathology*” de Vincent Vigorita, ou “*Physical Medicine and Rehabilitation Board View*” de Sara Cuccurullo.

O indivíduo em causa padece de um conjunto de patologias que interligadas lhe proporcionam uma marcha anormal, e que implicam o uso de uma ortótese KAFO (Ver subcapítulo 3.4.1.). Essas patologias estão todas associadas ao membro inferior direito e são as seguintes:

- a.** Dismetria acentuada;
- b.** Pé cavo;
- c.** Atrofia muscular de todo o membro, derivado a problemas pós-poliomielite;
- d.** Pronação excessiva do tornozelo.

2.7.1. Dismetria dos Membros Inferiores

Relativamente à dismetria dos membros inferiores, esta caracteriza-se pela discrepância de comprimento entre os mesmos. É um problema que muita gente padece, mas ao qual normalmente não se dá muita importância, e o qual pode ser causado por diversos fatores. Estes podem relacionar-se com problemas ortopédicos desenvolvidos ao longo do tempo, pode ser um problema que já exista à nascença, bem como pode ser relacionado com problemas neurológicos.

A diferença de comprimento pode variar desde alguns milímetros até vários centímetros. Este último caso, designa-se por “perna curta verdadeira”. Esta situação carece de extrema atenção visto

existir uma grande diferença o comprimento das pernas (Figura 2.18), e ser de extrema dificuldade a correção dessa anomalia. Esta patologia desencadeia uma marcha anormal, provocando um enorme gasto energético e muitas dificuldades na locomoção do indivíduo.

Esta é uma das patologias que afeta o utilizador do componente alvo de estudo, usando este uma bota ortopédica especial (Ver subcapítulo 3.5), com um taco de alguns centímetros para a correção da discrepância de comprimento.



Figura 2.18 – Exemplo de dismetria acentuada do membro inferior direito (Fonte:www.aaos.org).

2.7.2. Pé Cavo

Este tipo de pé é caracterizado pelo aumento anormal do arco longitudinal medial do pé desde os dedos até ao calcanhar. Existem diferentes tipos de pé cavo, assim como diferentes situações que dão origem ao mesmo. Os pés cavos normalmente provocam dor e calosidades na base dos dedos. Isto deve-se maioritariamente ao fato da distribuição do peso acontecer geralmente em apenas dois pontos, no calcâneo e na cabeça dos metatarsos, ocorrendo um desequilíbrio na distribuição dos pontos de pressão (www.podosaúde.pt).

No caso em estudo, o indivíduo tem o pé direito extremamente cavo (Figura 2.19), necessitando de uma palmilha compensatória com o formato da zona plantar do pé, associada à bota referida anteriormente.



Figura 2.19 – Pé cavo do indivíduo do caso em estudo.

2.7.3. Atrofia Muscular Devida ao Síndrome Pós-Poliomielite

A poliomielite é uma doença infecciosa, contagiosa e aguda que ataca preferencialmente crianças. O vírus é transmitido através de alimentos e água contaminados, e multiplica-se no intestino, podendo a partir daí invadir o sistema nervoso (*World Health Organization*). Em muitos pacientes acometidos pela poliomielite, um período de décadas de estabilidade clínica é seguida pelo desenvolvimento de um conjunto de sintomas conhecido como síndrome pós-poliomielite.

Esta síndrome é um distúrbio do sistema nervoso que aparece em 22 a 68% das pessoas que sofreram poliomielite parálitica, geralmente entre 15 e 40 anos após a doença original. Os principais sintomas são novo enfraquecimento muscular dos membros, previamente atingidos ou não, fadiga severa, bem como dores musculares e articulares. Também podem surgir dificuldades respiratórias, de deglutição, distúrbio do sono e intolerância ao frio.

Os principais fatores de risco para o desenvolvimento da doença são: a idade de início da poliomielite aguda, a extensão da paralisia inicial, a extensão da recuperação e o uso excessivo dos músculos. Geralmente, quanto maior a recuperação da poliomielite parálitica, maior é a probabilidade de desenvolver a síndrome pós-poliomielite. A chave do tratamento é a conservação de energia. Os exercícios de fortalecimento muscular devem ser não fatigantes (www.spmfr.org).

No caso do indivíduo do caso em estudo a poliomielite deixou várias sequelas, sendo uma delas atrofia muscular da perna direita, pelo que tem de usar uma ortótese para auxiliar nessa anomalia.

2.7.4. Pronação Excessiva do Tornozelo

A pronação é um dos movimentos habituais na marcha como foi referido anteriormente. No entanto, existem casos de pronação excessiva, a qual se considera como uma patologia. Na pessoa do caso em estudo (Figura 2.20), este problema poderá ser derivado à atrofia muscular existente no membro inferior direito. Embora a pronação excessiva geralmente ocorra em situações de pé plano, neste caso acontece na presença de pé cavo, assim como no pé esquerdo o utilizador tem pé plano e realiza o movimento de supinação, constatando-se desta forma que se trata de um caso extremamente invulgar.

Usualmente, só por si, o estudo e avaliação de um caso de marcha patológica é difícil. No caso retratado a avaliação da mesma torna-se extremamente complicada, tendo em conta a conjugação de patologias presentes e movimentos anormais que provocam.



Figura 2.20– Pé excessivamente pronado da pessoa do caso em estudo.

A pronação excessiva do tornozelo não interage na marcha por si só, provocando também a pronação excessiva do joelho (Figura 2.21), assim como anomalias no movimento normal do quadril.



Figura 2.21– Pronação excessiva do tornozelo e respetivos movimentos provocados no joelho (Fonte: www.calcadodesportivo.com).

2.8. Sumário e Discussão

Neste capítulo foram apresentados aspectos cruciais para o estudo da biomecânica da marcha humana. Uma vez que a parte do corpo referente ao objeto de estudo é o conjunto pé/tornozelo, foram abordadas principalmente questões relacionadas com este.

Inicialmente foi introduzido o conceito de Biomecânica da marcha humana, seguindo-se a descrição do sistema de coordenadas do corpo humano. Posteriormente foi efetuada uma revisão sobre a anatomia e fisiologia do pé e tornozelo. Foi também descrito todo o processo que envolve o ciclo da marcha humana, assim como aspectos relacionados com a biomecânica do complexo pé/tornozelo. Por fim descreveram-se as patologias de que padece o utilizador do componente a ser estudado, uma vez que estas são as responsáveis pelo uso do mesmo.

Tendo em conta o estudo a desenvolver, o conhecimento e entendimento dos pontos descritos neste capítulo torna-se indispensável. Todos os aspectos e variáveis que envolvem a locomoção são de extrema importância para o desenvolvimento do estudo pretendido.

CAPÍTULO 3 - SOLUÇÕES BIOMÉDICAS PARA OS MEMBROS INFERIORES

3.1. Ortóteses

O contínuo interesse e estudo que recai atualmente sobre a reabilitação médica, melhoria do conforto, entre outros aspetos, de pessoas com as mais diversas patologias ou deficiências, tem proporcionado o desenvolvimento de diversas tecnologias, que associadas à medicina promovem um melhor nível de vida aos respetivos indivíduos. Atualmente, existem diversos sistemas biomédicos e biomecânicos que permitem solucionar por completo, ou melhorar substancialmente os referidos problemas, desde próteses ou ortóteses para várias partes ou membros do corpo, passando pelo calçado ortopédico, entre outros.

Neste capítulo, serão abordados alguns aspetos relacionados com essas tecnologias, ou sistemas biomecânicos de apoio à marcha patológica, incidindo de forma mais aprofundada sobre o sistema utilizado pelo indivíduo do caso em estudo. Este utiliza uma ortótese do tipo KAFO e calçado ortopédico modificado, estes serão descritos com detalhe posteriormente.

O termo Ortótese (do grego *orthos*, que significa endireitar ou corrigir) foi proposto pelo Médico Robert L. Bennett em 1955. Com efeito, uma órtotese é um dispositivo externo que é acoplado ao corpo com a função de estabilizar ou imobilizar, corrigir deficiências, proteger contra lesões, auxiliar na cura e reabilitação ou ainda maximizar a função e posicionamento de um membro ou parte do corpo que padeça de uma lesão ou anomalia.

As ortóteses são na maioria dos casos usadas apenas temporariamente no caso de traumatologia, submissão a cirurgias, entre outros, até que a completa recuperação seja alcançada. Nos casos em que existam problemas ortopédicos a longo prazo, o uso contínuo de ortóteses é indispensável. Inserem-se nos referidos problemas, malformações, atrofia muscular, e diversas patologias que perduram ao longo de anos, ou mesmo de uma vida inteira. Nestas situações, torna-se essencial que o equipamento seja desenvolvido com precisão para as diferentes partes do corpo. Para além disso, os dispositivos devem ser fortemente resistentes à deformação, permitindo assim, manter a sua forma precisa e permanente, eliminando os riscos de agravamento da situação patológica.

As ortóteses podem ser utilizadas isoladamente, ou abranger mais do que uma articulação. Existem diferentes tipos com base na sua função objetiva, tais como proteção, acomodação e funcional, assim como a parte anatómica a que se destinam.

Conforme a sua função as ortóteses são classificadas segundo quatro tipos diferentes:

- a. Ortóteses de Estabilização ou Suporte:** Mantêm uma posição e impedem movimentos indesejados.
- b. Ortóteses Funcionais:** São mais flexíveis, permitindo um movimento limitado. São também conhecidas como “Dinâmicas”.
- c. Ortóteses de Correção:** Utilizadas na correção de deformidades esqueléticas. Normalmente são usadas em crianças com o intuito de corrigir os membros em desenvolvimento.
- d. Ortóteses de Proteção:** Têm como principal objetivo manter o órgão ou membro afetado protegido.

Relativamente à posição anatómica a que se destinam, elas podem ser de três tipos:

- a. Ortóteses para os Membros Inferiores;**
- b. Ortóteses para os Membros Superiores;**
- c. Ortóteses para a Coluna.**

De acordo com o tema desta dissertação e o indivíduo do caso em estudo, irão apenas ser abordados aspetos relacionados com Ortóteses dos Membros Inferiores, principalmente do tipo KAFO. Os tipos existentes das mesmas encontram-se apresentados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Tipos de Ortóteses para os membros inferiores, consoante a posição anatómica. (Fontes das imagens: A- www.algeos.com; B- www.freemanmfg.com; C e D- www.orthopedicmotion.com; E- www.ncbi.nlm.nih.gov; F- <http://missionmd.net/>).

MEMBROS INFERIORES			
FO	<i>Foot Orthoses</i>	Ortótise do tipo Pé	A 
KO	<i>Knee Orthoses</i>	Ortótise do tipo Joelho	B 
HO	<i>Hip Orthoses</i>	Ortótise do tipo Quadril	C 
AFO	<i>Ankle-Foot Orthoses</i>	Ortótise do tipo Tornozelo-Pé	D 
KAFO	<i>Knee-Ankle-Foot Orthoses</i>	Ortótise do tipo Joelho-Tornozelo-Pé	E 
HKAFO	<i>Hip-Knee-Ankle-Foot Orthoses</i>	Ortótise do tipo Quadil-Joelho-Tornozelo-Pé	F 

3.2. Procedimento para Prescrições

Antes de uma ortótese ser prescrita, as funções que se destinam ao melhoramento ou reabilitação funcional de um membro ou parte anatômica, devem ser determinadas e rigorosamente definidas. Para a prescrição de uma ortótese específica, o médico deverá saber exatamente a função anatômica e neuromuscular das regiões corporais relevantes, bem como défices funcionais e biomecânicos presentes no paciente. O prescritor deve também entender completamente os princípios mecânicos de aplicação de ortóteses, os materiais utilizados no seu fabrico, os vários tipos que se encontram disponíveis e o treino que o paciente deve receber, antes e depois do uso do mecanismo. Finalmente, o prescritor deve estar ciente do custo da ortótese e meios financeiros do paciente, tendo o cuidado de julgar se os benefícios a serem obtidos irão justificar o custo.

Enquanto as indicações para a prescrição e uso de uma ortótese podem ser óbvias, as contraindicações poderão ser mais delicadas. O uso de uma ortótese deve ser interrompido quando causa dor, reduz a função, postura ou piora a qualidade da marcha, causa sofrimento emocional e quando os resultados mais eficazes podem ser alcançados pela terapia física ou pequenos procedimentos cirúrgicos. Alergia aos materiais ortopédicos, restrição da circulação sanguínea, ou o desenvolvimento de úlceras de pressão, requerem alteração imediata ou ajuste da ortótese. Apesar destas poderem melhorar significativamente a mobilidade e a independência do utilizador, também podem ser uma lembrança visível de uma incapacidade duradoura ou permanente, de modo que a aparência estética e conforto da ortótese são dois fatores que vão facilitar a adaptação do paciente à incapacidade e facilitar a aceitação do dispositivo (Delisa, 2005).

3.3. Materiais

O fabrico de ortóteses recorre a um vasto leque de materiais. Nos dias que correm a aplicação de novos materiais está constantemente a ser testada, com o objetivo de aperfeiçoar o desempenho biomecânico das mesmas, melhorar a sua estética e um fator muito importante que se traduz na redução do peso do dispositivo. Quando os materiais apropriados são selecionados para um aparelho ortopédico, a durabilidade, flexibilidade e peso devem ser cuidadosamente considerados. A escolha do material depende da finalidade e das características clínicas do paciente. Se tivermos em conta o tempo de existência, ou seja, desde o início da produção de ortóteses (provisórias e permanentes), existem diversos tipos de materiais para o seu fabrico. Ao longo do tempo, materiais como a madeira e gesso começaram a cair em desuso devido às suas propriedades não serem as mais indicadas para este tipo de aplicações. O tecido, metais e termoplásticos, são atualmente os produtos mais utilizados no fabrico de ortóteses, porém, esta situação mantém-se devido ao fato de o uso de fibras ainda ter um custo bastante elevado.

Os metais são os materiais mais comumente utilizados em ortóteses, de modo a dar uma boa resposta a aspetos como a resistência e durabilidade. Os metais mais utilizados são principalmente o aço e o alumínio. Na maior parte das vezes, são usadas ligas de alumínio de forma a aumentar a resistência às solicitações e incrementar a resistência à corrosão. Apesar destas vantagens, as ortóteses metálicas são pesadas e esteticamente desagradáveis. Devido a estes contras começam a ser implementados outros materiais como as fibras. Como referido anteriormente as fibras ainda têm um preço elevado, no entanto, principalmente as fibras de carbono (Figura 3.1), perfilam-se como o futuro dos materiais utilizados num número considerável de ortóteses, uma vez que as suas propriedades mecânicas são muito favoráveis, nomeadamente a sua baixa densidade, que lhes proporciona um peso reduzido.



Figura 3.1 - Exemplo de ortótese do tipo AFO maioritariamente constituída por fibra de carbono

(Fonte: www.spsco.com).

3.4. Tipos de Ortóteses para Membros Inferiores

Após ter sido efetuada uma descrição e introdução ao conceito e funcionalidade das ortóteses, o procedimento para prescrição, os materiais normalmente usados na produção e os tipos existentes para aplicação aos membros inferiores, seguidamente estes irão ser descritos de forma resumida, dando especial ênfase ao tipo KAFO.

3.4.1. Ortóteses do Tipo Pé (FO)

As ortóteses para os pés (FO) são suportes para os pés removíveis feitos de materiais diversos, colocados dentro do calçado, de modo a gerir diferentes sintomas e deformidades ao nível dos mesmos. Embora estejam disponíveis no mercado arcos de suporte, estes são relativamente ineficazes. Portanto, FO's personalizadas são preferidas, quando a manutenção de um alinhamento específico do pé durante longos períodos é indicado.

O uso deste tipo de ortóteses é requerido nos casos em que se torna necessário aliviar a pressão sobre áreas dolorosas, ulceradas e com calos. Servem também de apoio em casos de pé cavo ou pé raso, para além de controlar a posição do pé e desse modo afetar o alinhamento de outras articulações dos membros inferiores (Delisa, 2005).

3.4.2. Ortóteses do Tipo Tornozelo (KO)

As ortóteses do tipo KO são prescritas principalmente para fornecer estabilidade médio-laterais. Como tal podem ser utilizadas durante atividades físicas de modo a fornecer suporte funcional aos joelhos instáveis, em atividades desportivas, assim como durante a fase de reabilitação após uma lesão ou cirurgia ao joelho.

A maioria das KOs consiste em duas barras, articulações do joelho que podem ser livres ou ajustáveis, e duas bandas de fixação, uma na coxa e outra na pantorrilha (ou barriga da perna). Nas KOs de estabilização do joelho de três vias é proporcionado um bom controlo da instabilidade estrutural do joelho, nas direções lateral, medial e posterior, e são indicadas para situações onde são verificados os *genu valgo* e *varus*. As KO's *standard* possuem braços de alavanca curtos e podem não ser eficazes quando grandes esforços são requeridos para o controlo (Delisa, 2005).

3.4.3. Ortóteses do Tipo Pé-Tornozelo (AFO)

Este tipo de ortóteses estende-se bem acima do tornozelo até ao topo da panturrilha (designada na gíria como barriga da perna) e terminam debaixo do pé ou na sola do calçado. As AFO requerem uma fixação na parte inferior da perna, logo acima do tornozelo. Este dispositivo é recomendado para pacientes com fraqueza muscular e deformidades no pé e tornozelo, que necessitam de estabilização e alinhamento das articulações do conjunto pé/tornozelo, de modo a proporcionar uma marcha mais normal. Normalmente, as AFO são usadas no tratamento de anomalias como a dorsiflexão do tornozelo, flexão plantar, eversão, inversão, diplegia espástica devida a paralisia cerebral, entre muitas outras (Cigna Healthcare, 2004).

Existem dois tipos de AFOs, as estáticas e as dinâmicas. No que às estáticas diz respeito, estas impedem qualquer movimento do tornozelo, as mais comuns são as AFO sólidas, que impedem a queda do pé durante a marcha. Os modelos dinâmicos, permitem a flexão plantar, e/ou a dorsiflexão do tornozelo, isto é conseguido através do uso de uma articulação mecânica, por exemplo. Vários métodos, tais como pinos de fixação e tiras de aperto podem ser usados tendo por objetivo limitar a quantidade de flexão plantar ou dorsiflexão permitida (Lusaradi *et al.* 2000).

Este tipo de dispositivo, consiste em duas barras, normalmente metálicas, onde os extremos superiores se encontram conectados a uma banda de metal (coberta de couro) ou plástico que aperta na zona da barriga da perna. Os seus extremos, são a parte proximal do mecanismo da articulação do tornozelo. O sapato, ou a limitação do pé, completa a articulação mecânica do tornozelo. Um requisito muito importante é o calçado associado a qualquer ortótese ser resistente, especialmente quando esta é acoplada ao sapato por meio de um estribo. Na Figura 3.2, encontra-se uma exemplo de AFO utilizando um estribo.



Figura 3.2 - Ortótese AFO típica, com ligação ao sapato por meio de um estribo (Fonte: <http://orthomedics.us>)

3.4.4. Ortóteses do Tipo Joelho-Tornozelo-Pé (KAFO)

Como foi referido anteriormente, este tipo de ortóteses irá ser alvo de descrição mais aprofundada, visto ser esta que o utilizador do caso em estudo usa no seu dia-a-dia.

Abaixo do joelho, os componentes de uma KAFO clássica (Figura 3.3) são os mesmos que os da AFO. As diferenças residem nas barras metálicas que se estendem até à articulação do joelho, a inclusão de um joelho mecânico e duas nas barras laterais da coxa. No que toca ao seu fabrico, as KAFO do tipo clássico são usualmente fabricadas em alumínio.



Figura 3.3 - Ortótese clássica tipo KAFO (Fonte: <http://shop.goldingsortho.co.za>).

O uso deste sistema é prescrito para diversos casos, e para cada um deles a ortótese deve ser projetada de uma forma específica relativamente às exigências de cada utilizador. A título de exemplo, estas ortóteses geralmente usadas por pessoas portadoras de atrofia ou fraqueza de um dos membros inferiores, permitindo manter a estabilidade do joelho e controlo flexível em casos de joelho valgo ou varo. É também aplicada em pessoas portadoras de dismetria (diferença do comprimento dos membros) acentuada de um dos membros, como no caso do indivíduo em estudo.

Uma vez que as articulações anatómicas do joelho possuem um eixo de rotação variável, as articulações metálicas possuem um eixo fixo não se podendo mover em completa harmonia uma em relação à outra. Portanto, ocorrem alguns deslocamentos entre a ortótese e a perna durante a flexão e

extensão do joelho, este problema pode ser resolvido através da correta colocação das articulações mecânicas do joelho.

Existem diversos tipos de articulações mecânicas nesta gama de ortóteses, permitindo determinados movimentos do joelho, de acordo com as necessidades de cada utilizador. No que toca à KAFO do caso em estudo, esta é provida de um anel de bloqueio aquando da marcha (Figura 3.4), podendo no entanto com o desbloqueio deste efetuar movimentos de extensão e flexão que tornam mais cómodas posições como estar sentado ou como por exemplo subir e descer escadas.



Figura 3.4 - Anel de bloqueio da articulação do joelho, em modo fechado e aberto respetivamente.

Geralmente, ambas as articulações, medial e lateral são equipadas com um sistema de bloqueio. Quando as barras laterais ficam estendidas, ou seja, colineares, os anéis sobre as articulações cair por gravidade ou podendo também usar-se usando suas mãos para o fazer.

Para além destes aspetos torna-se também importante estudar a forma como estas são ligadas ao pé. Esta ligação efetua-se através de um estribo que faz a ligação do calçado às barras laterais da extremidade inferior da ortótese. De salientar, que o calçado utilizado é modificado, por forma a possibilitar a colocação do estribo na sua entre-sola. Matéria sobre estes dois componentes irá ser apresentada nos subcapítulos e capítulos posteriores, maioritariamente relacionada com o estribo, uma vez que é o objeto de estudo desta dissertação.

3.5. Calçado Ortopédico

Nos tempos modernos, a expressão "calçado ortopédico" é usada para caracterizar calçado confortável ou construído segundo regras anatomicamente corretas. No entanto, ela não se restringe apenas a estes significados. Nicholas Andry, criou a palavra "ortopedia", juntando palavras as palavras gregas *orthos* (endireitar ou corrigir) e *paideion* (conhecimento ou educação). Deste modo, chega-se facilmente à conclusão de que o calçado ortopédico deve também ser visto como tendo uma fator corretor. De uma forma mais precisa, pode definir-se calçado ortopédico como o que é concebido ou adaptado para correção ou compensação de deficiências, deformações ou limitações das funcionalidades do pé ou parte dele, podendo ser de natureza congênita ou adquirida por traumatismo ou doença. Existem hoje em dia no mercado variadíssimos tipos de calçado ortopédico, uma vez que existem milhões de pessoas em todo o mundo com problemas ao nível dos pés que requerem mais do que simples calçado básico. Este conceito abrange os seguintes tipos de calçado (www.calcadodesportivo.com):

- a. Calçado ortopédico fabricado por medida, de acordo com os requisitos individuais de cada um (Figura 3.6);
- b. Calçado ortopédico pré-fabricado, também conhecido por semi-ortopédico considerando-se como tal o calçado ortopédico produzido em série, incluindo aquele que é fabricado com altura extra para os dedos, palmilha almofadada e abertura anterior longa (Figura 3.6);
- c. Calçado *standard* transformado em calçado ortopédico (Figura 3.7).

Este conceito é extremamente importante para o estudo decorrente, uma vez que o indivíduo do caso em estudo calça uma bota deste tipo (Figura 3.5) associada a uma ortótese KAFO, de modo a responder a todos os problemas ortopédicos que possui. O estribo em análise está acoplado na mesma, daí a necessidade de compreensão deste tipo de calçado.



Figura 3.5 - Bota ortopédica usada pela pessoa do caso em estudo.

Um grande leque de doenças, ou patologias dos pés e membros inferiores pode dar origem à necessidade de utilização deste tipo de calçado. O calçado ortopédico em geral tem consoante os casos. Posto isto, é de referir que um diagnóstico cuidado e minucioso deve ser efetuado de modo a possibilitar o melhor conforto e resposta às necessidades daqueles que necessitem de o usar.

O calçado ortopédico é fabricado à medida do pé, com correções ou adaptações, tendo como principais objetivos os seguintes:

- a. Redistribuição de forças (postura, equilíbrio, biomecânica, pressões);
- b. Melhorar a estabilidade e o apoio;
- c. Acomodar deformidades e/ou zonas de pressão;
- d. Alívio de dores.



Figura 3.6 - Calçado ortopédico feito por medida (Fonte: www.calcadodesportivo.com).



Figura 3.7 - Exemplo de calçado semi-ortopédico (Fonte: www.most-comfortable-shoes.com).



Figura 3.8 - Exemplo de calçado *standard* transformado (Fonte: www.calcadodesportivo.com).

3.6. Estribo

O estribo é o elemento de ligação das ortóteses, nomeadamente do tipo AFO, KAFO e HKAFO, ao calçado. Este é fixo na sola na zona por baixo do calcanhar não podendo ser destacado depois de colocado.

Os estribos tradicionais são na sua grande maioria fabricados em aço inox, o que os torna bastante pesados. Normalmente são vendidos num formato planificado (Figura 3.9) e posteriormente dobrados à medida das necessidades de cada paciente.



Figura 3.9 - Estribo *standard* planificado (Fonte: www.oandp.com).

Relativamente às dimensões deste componente, elas existem no mercado numa *gama standard*, podendo assim responder às diferentes necessidades de cada indivíduo (para mais informações ver a Tabela 3.2). Para além dessas medidas, existem diferentes tipos de estribos com distintas formas nas extremidades (Figura 3.10). Em conjunto com diferentes articulações, o estribo pode promover somente dorsiflexão, apenas flexão plantar. Existem também articulações que permitem ambos os referidos movimentos (dupla ação) e ainda a completa restrição do pé a qualquer movimento. O utilizador do caso em estudo utiliza um estribo com articulação que permite a dupla ação.

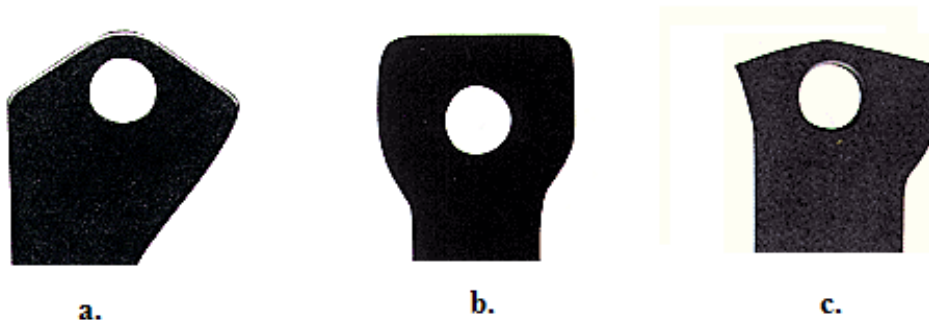


Figura 3.10 - Diferentes tipos de extremidades do estribo. **a.** Dupla ação (Flexão plantar e dorsiflexão); **b.** Standard (Restrição de movimentos); **c.** Assistente à dorsiflexão (Fonte: www.beckerorthopedic.com).

Como foi referido anteriormente, existem estribos de diferentes tamanhos, divididos em três grupos, e três tipos de articulação (consultar Tabela 3.1). Deve fazer-se uma conjugação das três variáveis para o fabrico, por exemplo, A-Dorsiflexão-203.

Tabela 1.2 - Gamas de tamanhos, tipos de articulação e comprimentos de furo a furo (Adaptado de: www.ortoiberica.com)

TAMANHO	TIPO DE ARTICULAÇÃO	COMPRIMENTOS (mm)	
C - Criança	Standard	114	203
B- Adolescente	Dorsiflexão	133	216
A- Adulto	Dupla ação	152	229
		171	241
		191	259
		210	267
		229	279

Após adoptadas todas as especificações do estribo, este irá ser submetido à operação de dobragem de modo a que fique com duas abas laterais que ficarão localizadas na parte exterior do calçado, uma base apoio colocada na entre-sola, e a “língua” que serve de fixação. Seguidamente (Figura 3.11) encontra-se ilustrado o seu formato final, enquanto a sua montagem na bota pode ser verificada anteriormente na Figura 3.5.



Figura 3.11 - Estribo em estudo, com as respetivas dobragens (Modelação em *SolidWorks*).

3.7. Sumário e Discussão

Neste capítulo 3 foram apresentados os tipos de ortóteses atualmente existentes para a correção dos movimentos implícitos à marcha humana patológica. Foram também apresentados os métodos de prescrição destes dispositivos, assim como os materiais que são comumente utilizados na sua concepção. Para além das ortóteses encontram-se também descritos os componentes que normalmente lhes estão associados, nomeadamente o calçado ortopédico e o estribo, que é o alvo de estudo desta dissertação. Foram neste âmbito abordados os diferentes tipos existentes destes componentes, bem como as funções a que destinam.

CAPÍTULO 4 - PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO CONCEITO DE ESTRIBO

4.1. Metodologia Adoptada

A realização de um projeto é um processo dividido em diferentes fases, seguindo uma metodologia específica. Seguidamente serão apresentadas as diferentes fases adoptadas para o projeto e desenvolvimento de um novo conceito de estribo para calçado ortopédico.

4.1.1. Identificação do Problema

Aquando da proposta do tema desta dissertação foi apresentado um modelo de estribo convencional, o qual necessitava de algumas alterações físicas. Uma vez que se trata de um componente que associado a outros têm como principal objetivo a correção da marcha de um indivíduo, melhorando o seu conforto e bem-estar, assim como possibilitar a realização das atividades quotidianas de uma forma mais normal, torna-se imprescindível o desenvolvimento de equipamentos capazes de satisfazer todas estas situações.

O estribo em causa possui diversos contras, não conseguindo desta forma dar uma resposta positiva aos fatores acima citados. Seguidamente são apresentados os pontos críticos do mesmo, os quais serão os alvos de estudo desta dissertação:

- a.** O estribo utilizado pelo indivíduo do caso em estudo sofre uma rutura do material num curto espaço de tempo (entre 6 a 12 meses de duração), sempre na mesma zona. Esta situação torna-se num dos alvos de estudo prioritários, uma vez que quando isto acontece o utilizador pode sofrer mazelas e fica impedido de realizar as suas atividades normais.
- b.** O componente possui um peso demasiado elevado, o que provoca um enorme desconforto e gasto energético acrescido.
- c.** Estética retrógrada e implementada há muitos anos atrás, a qual carece de inovação.
- d.** Necessidade de fabrico com medidas específicas para cada caso, dependendo do tipo ou conjunto de patologias associadas ao indivíduo.
- e.** Custo elevado devido ao fato de parte do processo de fabrico ser feito consoante as necessidades de cada utilizador, como refere o ponto anterior.

4.1.2. Definição do Problema

Nesta fase foram analisadas algumas das razões pelas quais se dá a rutura do estribo. Esta análise passou primeiramente por uma série de questões colocadas ao utilizador, bem como ao responsável da ortopedia que frequenta, de modo a entender as patologias de que padece e movimentos que lhes são característicos. Posteriormente foi feita uma análise visual à marcha do indivíduo em questão, de modo a identificar os possíveis esforços gerados no estribo, assim como algumas medições efetuadas ao pé. No mesmo intervalo de tempo foi feita uma pesquisa bibliográfica exaustiva de modo a obter fundamentação teórica que possibilitasse uma melhor compreensão de todos os pontos envolvidos.

Após estas análises chegou-se à conclusão de que a rutura do estribo ocorre principalmente devido à pronação excessiva de que padece o utilizador, tendo também bastante influência o conjunto das restantes patologias referidas no subcapítulo 2.7.

Tendo em conta o conjunto de fatores analisados, procedeu-se depois ao desenho tridimensional do estribo utilizado, sendo depois efetuadas simulações estáticas e dinâmicas com os respetivos esforços envolvidos, tendo como objetivo a obtenção de resultados que confirmem o problema em causa.

4.1.3. Desenvolvimento de Soluções Alternativas

Depois de serem avaliados os principais fatores associados à utilização do estribo, foram iniciados estudos tendo em vista o desenvolvimento de um modelo físico capaz de responder positivamente aos critérios mencionados anteriormente.

Após o reforço de algumas ideias e terem sido outras colocadas de parte, foi desenvolvido um modelo CAD capaz de suprimir alguns dos problemas existentes no estribo anterior. Modelo este cujas estudos foram sustentados por análises de fadiga efetuadas com simulações dinâmicas, testando diferentes materiais. Para a realização deste modelo e simulações associados foi utilizado o *software SolidWorks* e respetivo módulo *Simulation*.

4.1.4. Desenvolvimento do Protótipo – Aplicação e Validação

Nesta fase foi reunido todo o material necessário à produção física do modelo. Foram elaborados desenhos técnicos do modelo em modo planificado, para posteriormente ser submetido aos processos de corte por “laser” e quinagem.

O fabrico do protótipo físico foi efetuado na empresa ACLaser (António da Cunha Leite, Lda), em Braga, no âmbito do projeto InovShoes.

Depois da produção do protótipo, torna-se agora necessária a sua validação. Neste sentido começou por se acoplar o estribo à bota ortopédica usada pelo utilizador. Este processo foi levado a cabo na empresa de calçado Amishoes – Calçados, Lda, e posteriormente testado no utilizador durante algum tempo, de modo a ter uma melhor percepção do comportamento real do modelo.

Todas estas fases serão descritas posteriormente com rigor e detalhe.

4.2. Estudo do Estribo Existente

Inicialmente foi apresentado o modelo de estribo a ser estudado (Figura 4.1), o qual necessitava de alterações devido aos fatos apresentados anteriormente no subcapítulo 4.1.1. Como foi referido nesse ponto, os dois principais problemas associados ao estribo, prendiam-se com o fato de este apresentar um peso extremamente elevado, provocando um avultado desconforto, excessivo gasto energético ao utilizador e constante rutura em zona localizada ao fim de pouco tempo.



Figura 4.1 – Diferentes perspetivas do estribo a estudar.

O modelo foi apresentado segundo duas formas distintas, sendo que a primeira apresentava um visível desgaste (Figura 4.1), no entanto ainda não se verificava qualquer sinal de falha. Relativa à segunda, tratava-se de um estribo danificado, onde se pode constatar a frequente rutura na parte inferior esquerda como se pode constatar na Figura 4.2.



Figura 4.2 – Estribo danificado e respetiva fenda.

O processo de análise e estudo do estribo corrente foi dividido em diferentes fases, que passaram pela medição, modelação CAD, análise dos movimentos envolvidos, estudo dos esforços aplicados, materiais e simulação estática e dinâmica do mesmo.

As medições foram efetuadas no laboratório de metrologia do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho, uma vez que o modelo era provido de geometrias complexas que tornavam difíceis as medições com instrumentos de medição mais básicos. Os valores da respetiva medição podem ser encontrados no Anexo A.

Seguidamente procedeu-se à medição do peso do estribo, e do conjunto bota/estribo, obtendo-se os seguintes resultados:

- a.** Peso do Estribo – 181g
- b.** Peso Bota + Estribo – 1039g

A partir da observação e análise destes dados compreende-se um dos problemas mais relevantes do estribo corrente, o seu elevado peso. O estribo representa aproximadamente 18% do peso total do conjunto, provocando um enorme desconforto durante a locomoção ao utilizador. Torna-se então fundamental desenvolver um modelo que reduza substancialmente esse valor.

O material do estribo em estudo é um Aço Inoxidável AISI 420. Trata-se de um aço martensítico, sendo que estes geralmente são compostos por um teor de 12 a 17% de Cromo. Os aços martensíticos são materiais muito duros e com elevada densidade, daí o seu elevado peso.

Uma vez coletados os referidos dados procedeu-se à modelação do estribo através do *software SolidWorks* (Figura 4.3), com o propósito de posteriormente serem efetuadas simulações estáticas e dinâmicas.



Figura 4.3 – Modelo CAD Tridimensional do estribo convencional (Modelação em *SolidWorks*).

Após a modelação do estribo, torna-se neste momento imprescindível a análise do movimento que o utilizador realiza durante a marcha, assim como os esforços envolvidos. Esta análise passou pela observação da forma como o utilizador caminha, e a partir daí constatar quais movimentos envolvidos.

Como referido anteriormente a pessoa em questão realiza um tipo de marcha patológica, atuando em conjunto as diversas patologias de que padece, o que torna este estudo extremamente difícil de quantificar. No que toca às patologias referidas, não é demais referir que se tratam de uma acentuada dismetria, a atrofia muscular, pé cavo e a pronação excessiva, todas elas afetando o membro inferior direito.

Segundo a *Sentez (Sentez Medical Health and Orthopedy)*, o máximo ângulo de pronação ronda os 20°, encontrando-se este representado por γ na Figura 4.4. A existência de pronação, principalmente sendo excessiva como no caso em estudo, provoca uma distribuição de forças no complexo Pé/Tornozelo aquando da marcha bastante diferente da existente num pé normal. O referido ângulo é resultante do movimento de rotação do calcâneo e consequentemente do tálus em direção à borda medial do pé.



Figura 4.4 - Pé normal e pé pronado (pé valgo), com respetiva representação do ângulo de pronação γ . (Adaptado de: <http://posteriortibialis.info>)

As medições efetuadas (Figura 4.5) com um instrumento de medida apropriado para o efeito (goniómetro) comprovam o valor do referido ângulo, o qual rondava os supracitados 20°.

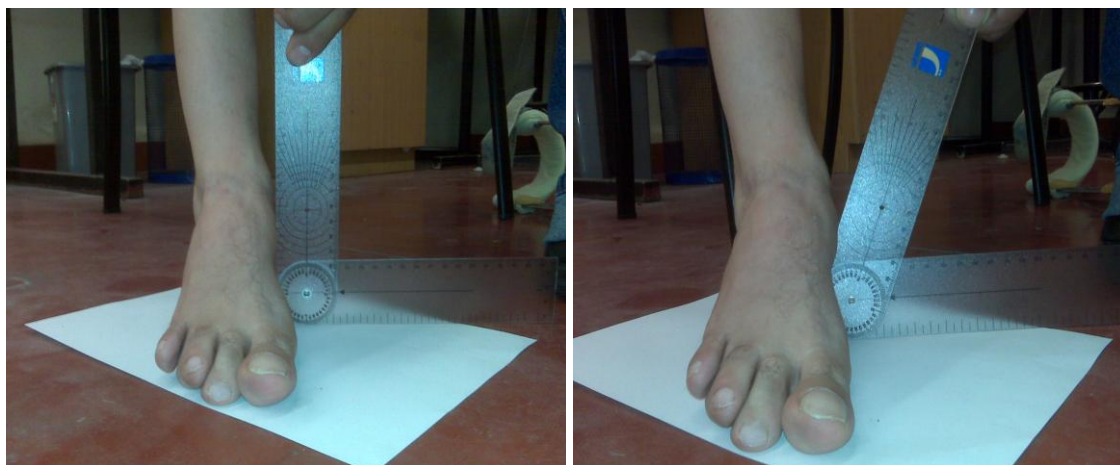


Figura 4.5 – Medição do ângulo de pronação do tornozelo do utilizador.

Para além da referida variável, o peso do corpo do utilizador é outro fator de extrema importância para a análise dos esforços presente. O utilizador tem um peso normal de 93kg o que equivale a uma força de 912N.

Tendo em conta a estas últimas variáveis, nomeadamente o ângulo de pronação e o peso corporal pode então efetuar-se o estudo sobre a quantificação dos esforços envolvidos.

Como foi referido anteriormente, o contacto inicial com o solo na fase de apoio dá-se pelo calcâneo. Neste momento, esta zona de contacto suporta todo o peso corporal, descrito na Figura 4.6 como **F_p**, que corresponde à força exercida quando o pé se encontra em posição normal. Uma vez que no caso em estudo existe um movimento com pronação excessiva, esta força, que corresponde à força de reação no solo é decomposta segundo a amplitude do ângulo de pronação (γ), representada por **F_{rs}** na figura seguinte. Este movimento provoca para além desta, uma força horizontal (**F_h**) no sentido da borda medial, perpendicular ao plano sagital, aplicada na zona de junção do tálus e a tibia

A representação dessas forças e respetiva quantificação analítica encontra-se descrita seguidamente.

Cálculo da F_{rs} e da F_h :

γ - Ângulo de pronação = 20°

F_p = Peso corporal = 912 N

$$F_{rs} = \frac{F_p}{\cos 20} = 970 \text{ N}$$

$$F_h = \sqrt{F_{rs}^2 - F_p^2} = 330 \text{ N}$$

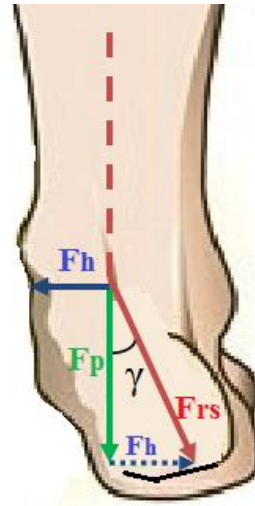


Figura 4.6 – Decomposição das forças presentes aquando do contacto inicial pelo calcâneo.

Após a descrição e quantificação das forças envolvidas, estas serão aplicadas no modelo CAD desenvolvido e usados nas respetivas simulações estáticas e dinâmicas. O objetivo destas é avaliar a vida do estribo e respetiva comparação com o modelo real existente.

Como foi referido anteriormente, a modelação do estribo foi efetuada no *software Solidworks*, sendo depois as simulações efetuadas numa ferramenta que lhe está associada: o *Solidworks Simulation*. Esta ferramenta é um sistema CAE (*Computer Aided Engineering*), que permite efetuar análises de resistência e testes de esforço aos produtos modelados.

Em primeiro lugar, foram efetuadas simulações estáticas com as respetivas condições de carga, restrições e material do qual o estribo é composto. Este tipo de simulações utiliza o Método dos Elementos Finitos (FEM). Este método tem por base a divisão de um problema complexo em problemas mais simples. Divide o modelo num grande número de pequenas partes (por exemplo tetraedros) de forma simples, os quais se denominam por elementos. Estes utilizam pontos (comuns a vários) chamados nós, e cada nó pode deslocar-se nas direções X, Y e Z pelo que, em problemas tridimensionais cada nó tem três graus de liberdade.

O *Solidworks Simulation* estabelece as equações que controlam o comportamento de cada elemento tendo em conta as interações com os outros elementos. Estas equações relacionam as incógnitas como por exemplo os deslocamentos na análise de tensões, tendo em conta as propriedades do material e cargas aplicadas. A seguir a este processo, o programa cria sistemas de

equações com base nesses parâmetros, podendo existir desde centenas até vários milhões de equações.

Na análise estática, a resolução do sistema de equações determina os deslocamentos de cada nó em todas as direções. Posteriormente, o programa calcula as tensões e deformações nas várias direções. O critério de resistência utilizado nas simulações é o Critério de Von Mises, que define a máxima energia de distorção. Este critério estabelece que a cedência ocorre num dado ponto da peça quando o valor da energia específica de distorção instalada nesse ponto iguala a energia específica de distorção instalada num ponto do provete do ensaio de tração, no instante da cedência.

O primeiro passo para análise estática do modelo passou por definir o material do mesmo, um Aço Inoxidável AISI 420, ou X20Cr13. É de referir que este material apresenta uma densidade de 7800 kg/m^3 , daí o elevado peso do estribo existente.

Em seguida, foram inseridas as restrições do modelo, ou seja, pontos onde o este se encontra fixo e representadas nas figuras seguinte por setas verdes. Neste caso, os pontos de restrição são os três furos na base do estribo, onde este é aparafusado à sola da bota e os dois furos na parte superior das abas, onde é articulado à ortótese.

Posteriormente foram aplicados os esforços atuantes, nomeadamente as forças descritas anteriormente como **Frs** e **Fh**, apresentadas por setas cor-de-rosa.

A **Frs**, Força de Reação do Solo, correspondente ao peso do corpo do utilizador, foi aplicada a 20° relativamente à perpendicular da base do estribo e na zona de pressão correspondente. Esta tem um valor de 970 N , calculado acima.

A **Fh**, Força Horizontal, é provocada pela pronação do tornozelo e foi aplicada na zona onde o conjunto Tibia/Tálus exerce a força. Esta tem um valor de 330 N e é aplicada na perpendicular à aba lateral esquerda do estribo.

Todos estes parâmetros podem ser visualizados na Figura 4.7.

Após a inserção destes dados é criada a malha do modelo (Figura 4.7), ou seja, o modelo é dividido num elevado número de elementos. O tamanho dos elementos pode ser controlado, sendo

que uma malha mais fina cria elementos mais pequenos. Uma malha fina permite obter resultados mais exatos, pelo que foi este o tipo de malha o utilizado neste estudo.

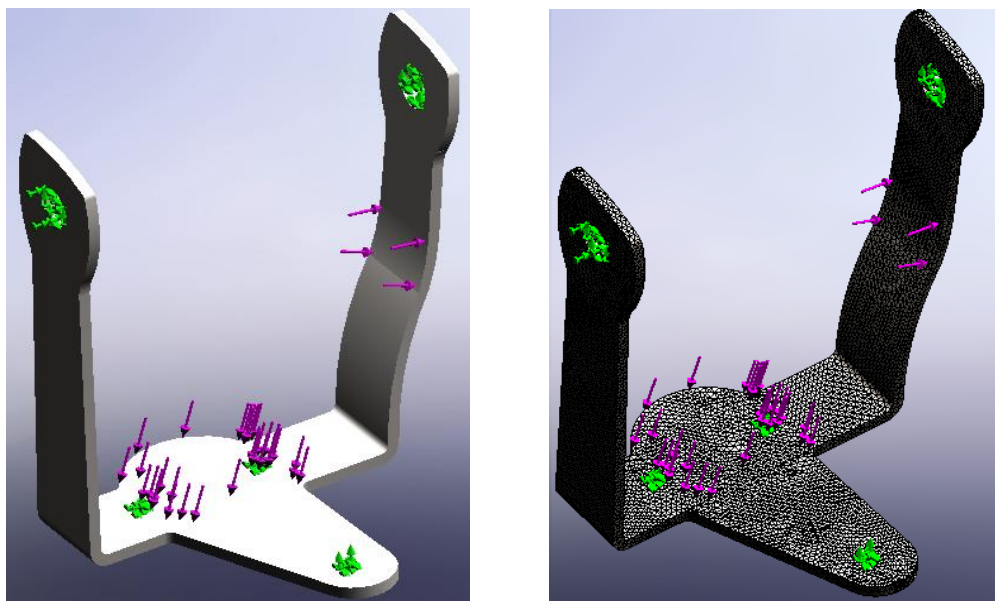


Figura 4.7 – Modelo com as cargas e restrições aplicadas (esquerda), e respetiva malha (direita).

Uma vez criada a malha, encontram-se reunidas as condições para se poder proceder à análise estática. Esta irá mostrar as zonas de maior tensão do modelo, cujos resultados se encontram ilustrados na Figura 4.8.

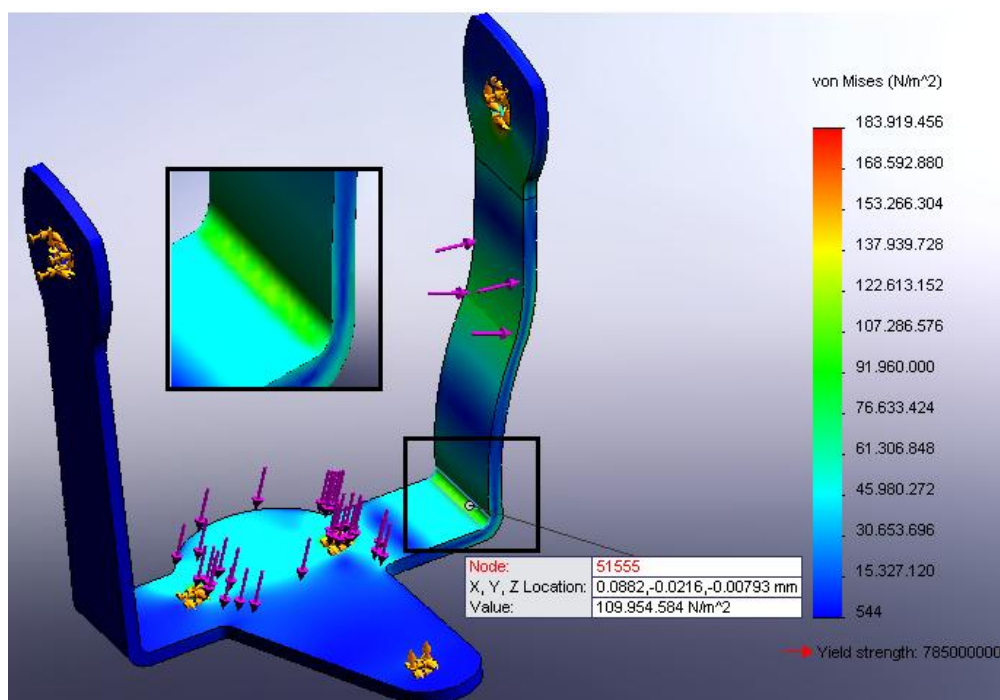


Figura 4.8 – Resultados da simulação estática do modelo.

Como se pode constatar da análise da figura 4.8, existe uma tensão bastante elevada na zona onde é frequente o estribo romper. A tensão máxima nessa zona é de aproximadamente 110 MPa. A localização da mesma encontra-se descrita na legenda desse ponto. É também relevante salientar as elevadas concentrações de tensões na zona dos furos, sendo que nestes casos é relativamente normal que isto aconteça. No entanto, no estribo usado aparentemente não se nota qualquer desgaste nos mesmos.

Após a realização da simulação estática e aferição dos resultados da mesma, é agora possível proceder-se à simulação de fadiga. Este tipo de simulações só é possível ser efetuado quando existe um ou mais estudos estáticos realizados. O estudo de fadiga permite saber qual a vida da peça de acordo com as solicitações a que está sujeita. O resultado final será o número de ciclos ao fim dos quais a peça irá ceder.

A fadiga é uma das causas mais comuns de fratura de um material. Este tipo de falha deve-se a repetidas cargas (que representam ciclos). Estas cargas cíclicas provocam geralmente pequenas fissuras que têm tendência a crescer até que ocorra a rutura completa.

No caso em estudo considera-se um ciclo como sendo um passo do utilizador, mais concretamente, quando este apoia o calcanhar do mesmo pé na fase de apoio. Para efeitos de cálculo é de referir que o passo do utilizador é de 0,5 metros e que este percorre uma distância de aproximadamente 3000 metros por dia.

Existem outras variáveis que têm de ser inseridas numa simulação à fadiga tais como, a curva S-N do material e o critério de fadiga. A curva S-N de um material define os valores de tensão alternada em relação ao número de ciclos necessários para causar falha.

Existem três principais critérios de fadiga: Goodman, Gerber e Soderberg. O critério usado nesta análise foi o de Soderberg, dado ser este o que proporciona uma maior margem de segurança. Estes critérios encontram-se em detalhe em bibliografias de mecânica ou resistência dos materiais como por exemplo a seguinte: “*Mechanics of Materials*” de Ferdinand Beer, Russel Johnston e John Dewolf.

Uma vez definidas as variáveis necessárias procedeu-se à simulação do modelo. Os resultados encontram-se ilustrados na Figura 4.9 e analisados sem seguida.

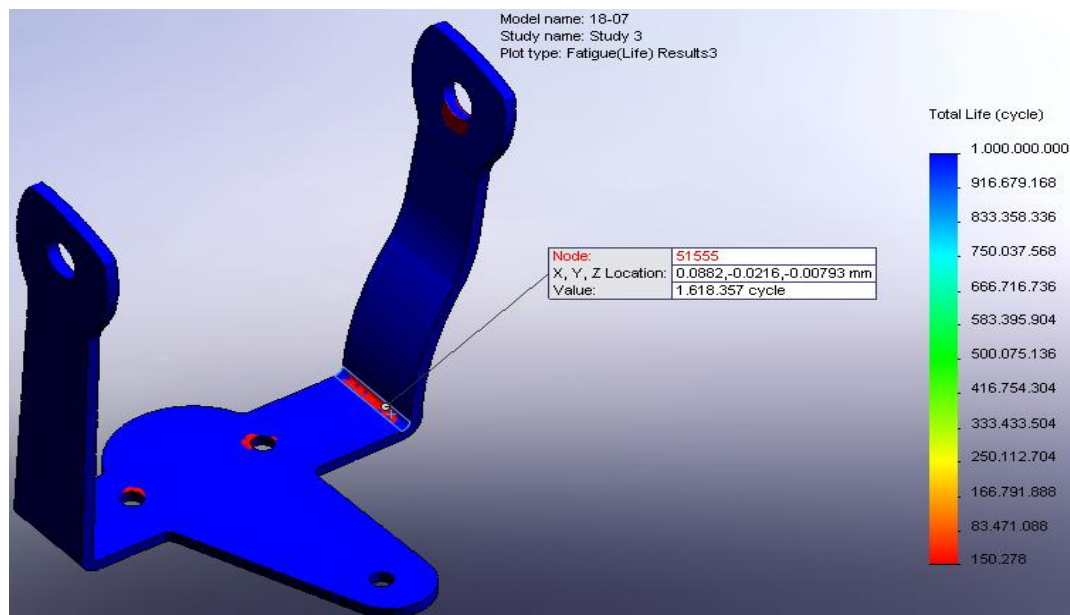


Figura 4.9 – Resultados da simulação da análise à fadiga.

Analisando os resultados obtidos, estes confirmam aquilo que vem acontecendo na prática, ou seja, a zona de frequente rutura do material encontra-se a vermelho, considerando-se assim uma zona crítica. O número mínimo de ciclos nessa zona é de aproximadamente 1.62 milhões. Este resultado indica que a peça irá sofrer uma rutura a partir desse número de ciclos. Seguidamente encontram-se apresentados os cálculos para a determinação da vida do estribo no tempo.

Considerando as seguintes variáveis:

V – Vida do estribo

N – Número de ciclos = 1 618 357 ciclos

C – Comprimento do passo = 0,5m

D – Distância percorrida por dia = 3000m

$$V = (N \cdot C) / D = 269 \text{ dias} = 9 \text{ meses}$$

Pela análise dos resultados comprova-se o que se tem vindo a verificar na prática. Como referido anteriormente, o estribo sofre rutura num período de 6 a 12 meses, pelo que o resultado obtido encaixa perfeitamente neste intervalo.

Concluiu-se que o principal fator que leva à rutura do estribo é a conjugação das solicitações provocadas pelas forças **Frs** e **Fh**, que provocam elevados esforços na zona crítica. Deste modo será necessário desenvolver um modelo que elimine as solicitações na base do estribo.

4.3. Soluções Alternativas e sua Comparação

Os estudos que recaíram sobre o estribo existente permitem reforçar a ideia de que um novo modelo deve ser desenvolvido. Este terá de obedecer a alguns critérios como preservar a funcionalidade do estribo, a geometria das abas laterais e das articulações deve manter-se de modo a possibilitar o uso da mesma ortótese.

Concluiu-se do estudo anterior que as solicitações existentes na base do estribo, em conjunto com a força horizontal provocada pela pronação excessiva são as principais responsáveis pela sua curta vida.

A geometria da aba do lado da borda medial deve ser mantida, dado que os movimentos executados pelo utilizador assim o exigem. A solução encontrada passa por desenvolver um modelo que possibilite a remoção da base do estribo e, conseqüentemente, as solicitações a que estava sujeita. Não haverá qualquer problema em termos funcionais, uma vez que aquela apenas servia de fixação do estribo à bota.

Assim sendo, a solução passou por desenvolver um modelo CAD, onde o estribo pudesse ser fixado nas partes laterais e traseira da bota (Figura 4.10). De notar que, para além da questão da rutura é necessário reduzir o peso relativamente ao modelo corrente.

A ideia passou por acrescentar ao comprimento das abas um bordo de 20mm, com um raio de curvatura que permitisse o referido acoplamento à sola da bota e não alterasse a funcionalidade.



Figura 4.10 – Modelação da primeira solução alternativa.

Com intuito de reduzir o peso do modelo, foram criadas incisões na peça em zonas não afetas ao desempenho funcional desejado.

Uma vez efetuadas as simulações necessárias, aplicando (no mesmo local) a força horizontal, anteriormente referida com **Fh**, foi possível perceber que o modelo carecia de algumas modificações, pois os resultados da simulação à fadiga (Figura 4.11) não foram os desejados. Como se pode verificar em seguida, na interceção da aba critica com a curvatura de fixação, encontra-se uma pequena zona onde a vida prevista era bastante reduzida.

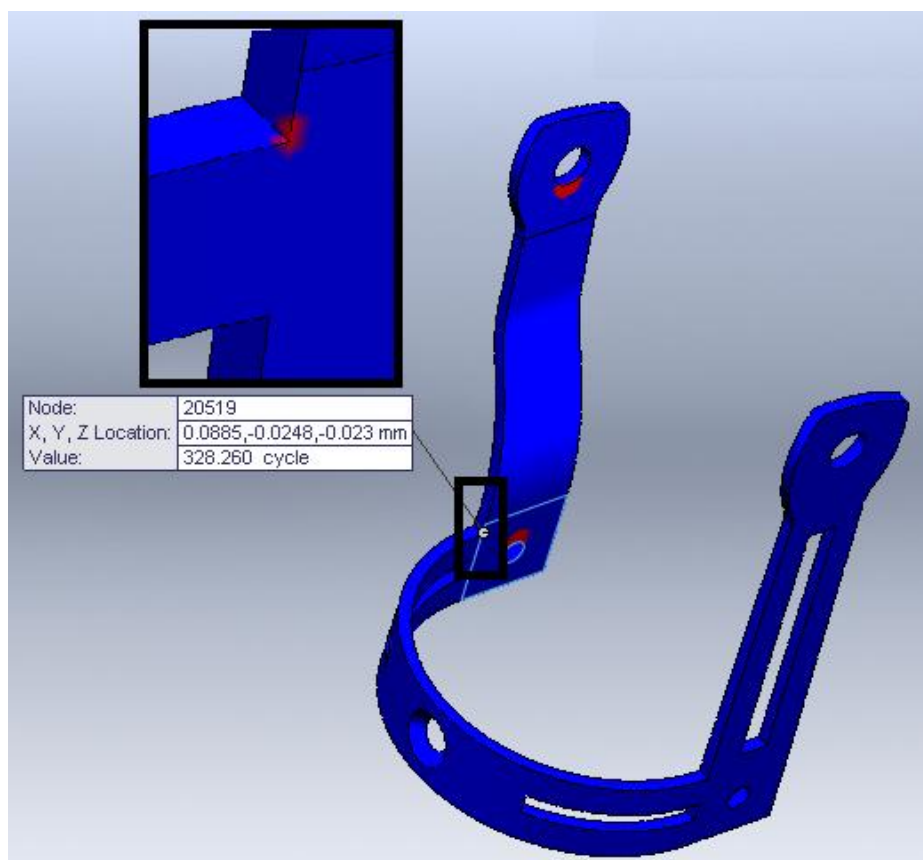


Figura 4.11 – Resultados da simulação à fadiga relativa ao primeiro modelo alternativo.

Neste modelo foi utilizado o alumínio Al 5754, um material com uma densidade muito inferior à do modelo corrente. No entanto, os resultados obtidos ficaram muito aquém daquilo que se pretende, uma vez que o número de ciclos de vida prevista é muito baixo. Por outro lado, o tipo de geometria adotada foi tido como uma possível solução dentro daquilo que se esperava, porém necessita de alterações.

Tendo em conta a resolução do problema descrito e acreditando na potencialidade deste tipo de geometria, a opção passou por reforçar a zona crítica em questão.

Um novo modelo alternativo foi desenvolvido com o mesmo tipo de geometria, acrescido do reforço que se pode observar na figura seguinte.

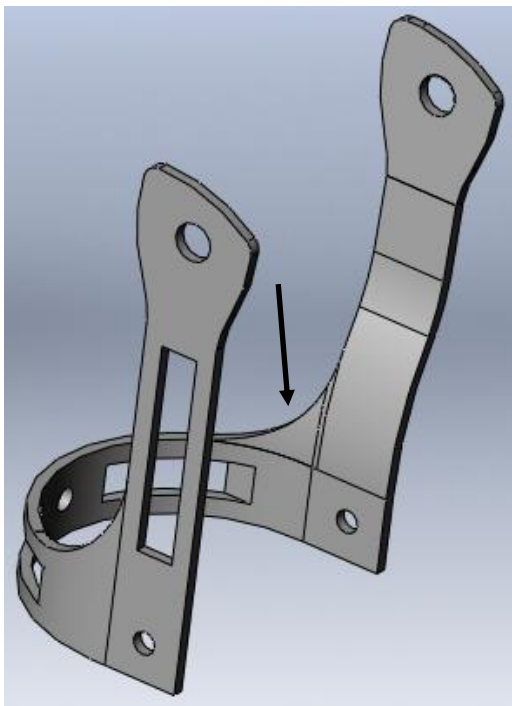


Figura 4.12 – Modelo alternativo com reforço da parte crítica.

Este modelo revelou-se como uma boa solução de acordo com aquilo que era pretendido, pelo que se tornou na solução alternativa adoptada. Os estudos e desempenho deste modelo serão descritos no capítulo seguinte.

4.4. Sumário e Discussão

O capítulo apresentado descreve o procedimento utilizado para o desenvolvimento do projeto em estudo. Em primeiro lugar descrita a metodologia de projeto adotada, a qual passou pela identificação do problema apresentado inicialmente, seguindo-se a definição do mesmo. Seguidamente foram desenvolvidas soluções alternativas ao modelo inicial, resultando a escolha da solução ideal a produção de um protótipo.

O estudo pormenorizado de todos os fenómenos envolventes revelou ser extremamente importante para a análise do estribo inicial, bem como para o novo modelo.

A análise do estribo corrente começou pela medição do mesmo, de modo a possibilitar a sua modelação CAD. Após a conclusão destes processos foram avaliados todos os movimentos e esforços que lhe são inerentes, assim como o material do qual era composto. Tendo os dados necessários reunidos, procedeu-se às simulações estáticas e à fadiga do mesmo, as quais revelaram as debilidades inicialmente previstas. Estando os principais problemas identificados, foram então desenvolvidas possíveis soluções alternativas.

CAPÍTULO 5 - APLICAÇÃO E VALIDAÇÃO DO MODELO DESENVOLVIDO

5.1. Solução Adoptada e seu Desempenho

De acordo com o que foi referido anteriormente, a solução alternativa a desenvolver passa por um modelo onde a zona submetida a maiores solicitações, isto é, a base do estribo corrente, foi eliminada. Para além disso, irão ser efetuadas simulações usando um material mais leve do que o constituinte do estribo clássico, de modo a reduzir substancialmente o peso da peça relativamente à primeira. Assim sendo, o modelo que foi alvo de estudo é o que se encontra apresentado na figura seguinte.

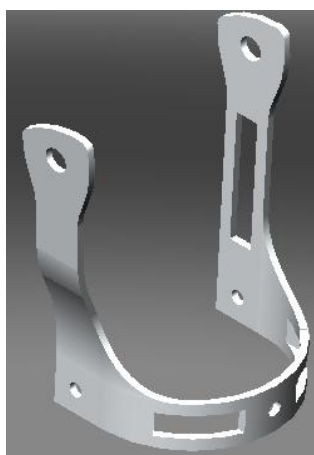


Figura 5.1 – Modelo do novo conceito de estribo a ser desenvolvido.

O processo de estudo e análise do comportamento deste é o mesmo que foi utilizado no modelo clássico. Primeiro definiu-se o material, seguindo-se a implementação de restrições aos pontos onde irá ser fixado e definição da aplicação dos esforços presentes.

O material utilizado na simulação foi o Al 5754. Este é uma liga de alumínio que tem uma densidade baixa, na ordem dos 2700 kg/m^3 , quando comparada com os 7800 kg/m^3 do material o estribo clássico. Após alguma recolha de informação, notou-se que esta é uma liga muito utilizada no tecido empresarial da região. Assim sendo, este foi o material escolhido a utilizar nas simulações tendo em vista uma futura facilidade de conceção de um protótipo físico, caso o modelo em análise se tornasse viável.

Definido o material, procedeu-se à análise estática do modelo (Figura 5.2), aplicando as respetivas restrições (conjuntos de setas verdes), e uma força horizontal (**Fh**). Esta foi aplicada no mesmo local que o havia sido no modelo inicial, com a mesma intensidade (330 N) e direção, encontrando-se representada como setas cor-de-rosa.

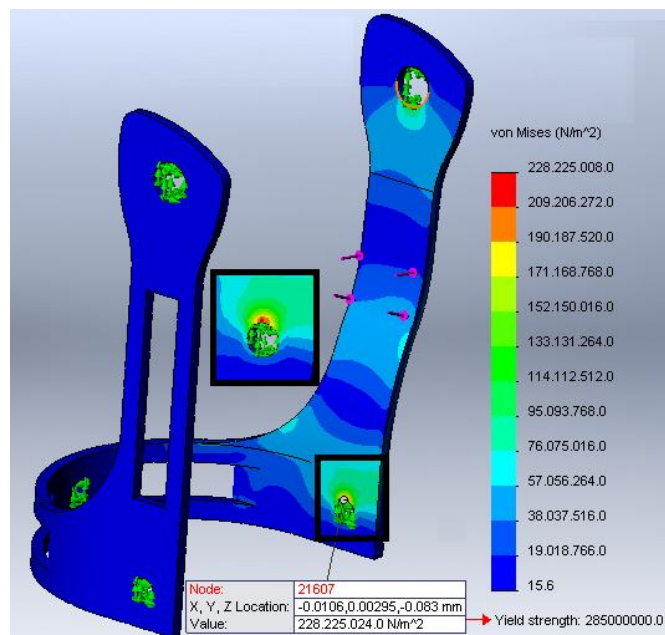


Figura 5.2 – Resultados da simulação estática do modelo alternativo.

A partir da análise estática do modelo, verifica-se uma zona de alguma concentração de tensões. Esta encontra-se na zona do furo onde a parte medial do estribo será fixa à bota. A tensão máxima nessa zona é de 228 MPa.

Posteriormente procedeu-se à análise de fadiga do componente, utilizando os critérios e material descritos anteriormente. Os resultados deste estudo encontram-se ilustrados na Figura 5.3.

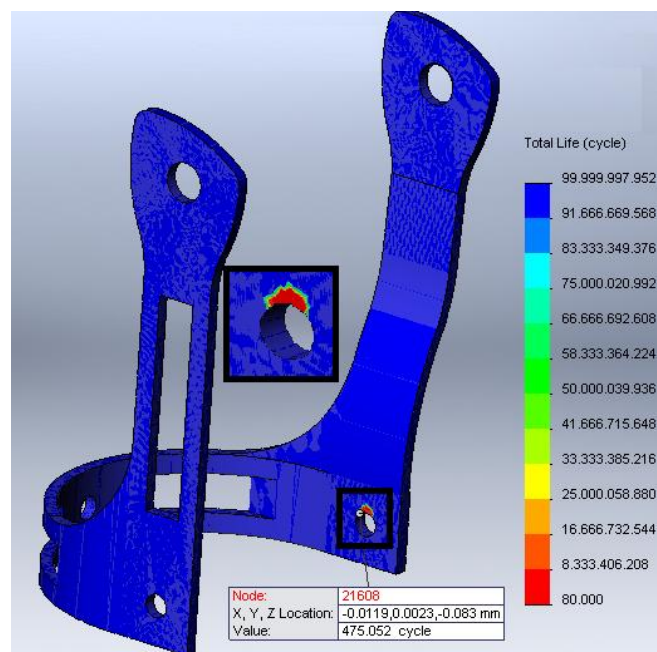


Figura 5.3 – Resultados da simulação à fadiga do modelo alternativo.

Como se pode verificar na figura anterior o número de ciclos de vida ainda não se aproxima do resultado esperado, porém o modelo não irá funcionar isoladamente, mas sim em conjunto com um sistema de fixação.

Normalmente na presença de furos em zonas de maiores solicitações, estes encontram-se sujeitos a maiores concentrações de tensões em seu redor, que também se verifica neste estudo. No entanto, estes furos são destinados a fixação. De modo a garantir a mesma, foi desenvolvido um sistema (Figura 5.4) composto por três parafusos e respectivas porcas, bem como uma pequena chapa embutida na sola. Uma vez que o estribo não pode ser aparafusado diretamente no polímero da compensação da bota, pretende-se com a referida chapa garantir uma maior eficácia da fixação.

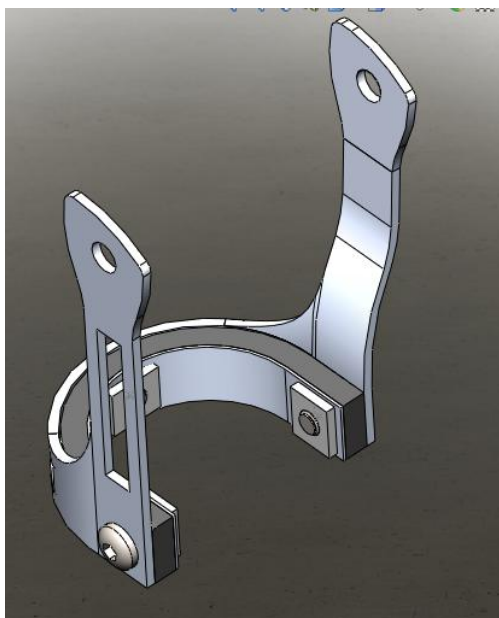


Figura 5.4 – Sistema de fixação do estribo.

Este sistema de fixação poderá solucionar o problema exposto na análise de fadiga, uma vez que na zona de aperto do parafuso haverá uma maior resistência por atrito. As tensões presentes irão ser divididas entre aquela zona do modelo e o parafuso.

Em suma, prevê-se que este modelo seja uma boa solução face aos problemas apresentados pelo convencional. Uma vez completada a análise numérica procedeu-se à realização de um protótipo e respetiva implementação na bota ortopédica.

5.2. Desenvolvimento e Fabrico de um Protótipo Físico

A construção de um protótipo é um método de obtenção de respostas iniciais sobre os requisitos através de um modelo funcional do produto esperado, antes da sua produção em larga escala. Já que os protótipos são tangíveis, estes permitem que as partes interessadas façam experiências com um modelo do seu produto final, ao invés de somente discutirem representações abstratas dos seus requisitos. Os protótipos suportam o conceito da elaboração progressiva, pois são usados em ciclos iterativos de criação de modelos à escala real, experiências do utilizador, geração de opiniões e revisão do protótipo. Quando suficientes ciclos de coletas de *feedback* forem realizados, os requisitos obtidos do mesmo estarão completos para se partir para a fase de conceção ou construção do mesmo (Guia PMBOK, 2008).

Como referido anteriormente, a conceção do protótipo físico foi feita na empresa ACLaser. No seguimento da modelação do novo conceito de estribo, foi elaborado para além do tridimensional, um desenho do modelo planificado (Figura 5.5). Este irá ser utilizado para o processo de corte da peça, o qual se encontra descrito no subcapítulo seguinte. As medidas do modelo planificado encontram-se apresentadas no desenho técnico do Anexo B.

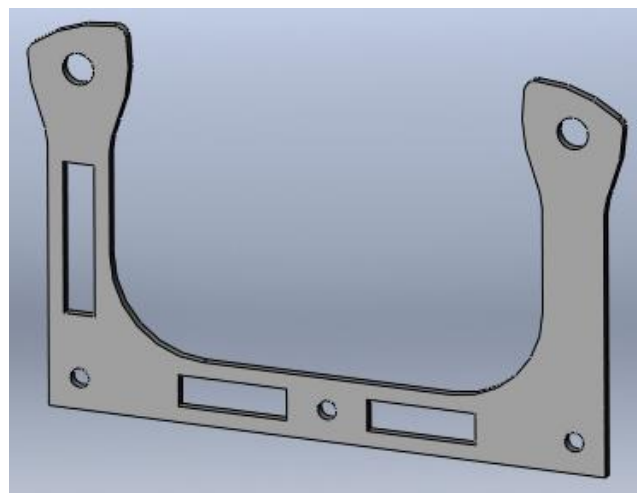


Figura 5.5 – Modelo final planificado.

Antes de se dar início a qualquer processo de fabrico, deve ter-se em atenção que existe sempre um desvio dimensional entre o modelo tridimensional desenvolvido e a peça real a produzir. Assim sendo, deve-se introduzir a compensação real do fator K (fator de correção à linha de quinagem), no modelo planificado.

Para executar esta correção, a empresa onde o protótipo foi fabricado, usufruí de um *software* de simulação de quinagem, no qual foi feito o referido ajuste à peça real. Após esta simulação, o resultado da mesma segue para programação na máquina de Corte a Laser.

Uma vez inserido o programa de corte da peça na respetiva máquina, procedeu-se ao posicionamento da chapa e ao planeamento da zona onde a peça irá ser cortada. Esta última tarefa permite por exemplo controlar a otimização do aproveitamento de material. Estando a chapa devidamente posicionada, inicia-se o processo de preparação da máquina para o corte, de modo a este ser executado conforme o programado (Figura 5.6).

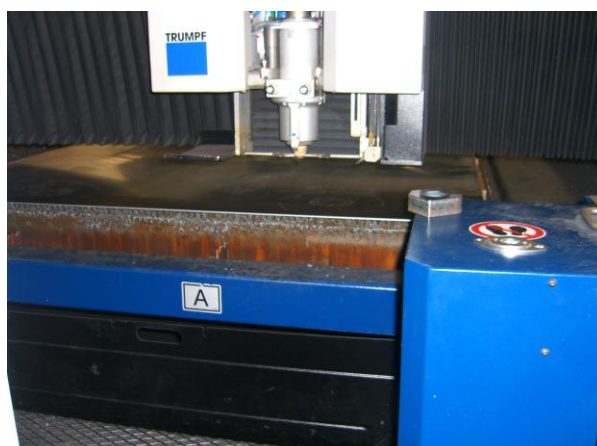


Figura 5.6 – Posicionamento da chapa para corte da peça.

Uma vez que os processos supracitados estejam em conformidade, deu-se início ao processo de corte (Figura 5.7). Para o corte do estribo planificado, foi utilizado o Oxigénio como Gás de Assistência ao corte. Este gás tem como finalidade expulsar as partículas do material, como se estivesse a abrir caminho ao corte por parte do laser.

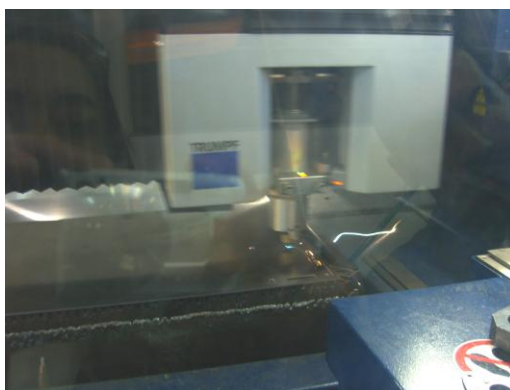


Figura 5.7 – Início do processo de corte.

No fim do corte da primeira peça, notou-se que esta se encontrava lassa, pelo que foi necessária a sua remoção, de modo a não prejudicar o corte e o rigor geométrico da peça seguinte. Na Figura 5.8 pode visualizar-se que a primeira peça foi retirada de modo a não interferir com o corte da segunda.

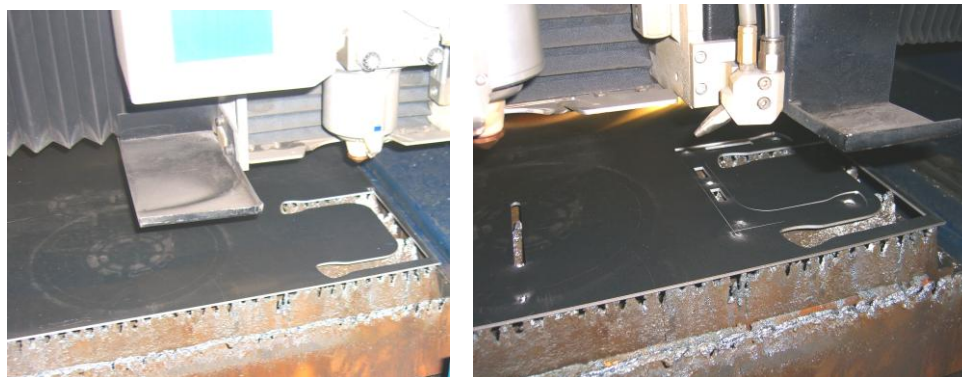


Figura 5.8 – Primeira e segunda peça cortadas, respetivamente.

Depois do processo de corte, a peça final (Figura 5.9) foi submetida a um ligeiro polimento de modo a eliminar pequenas rebarbas e asperidades, como se pode verificar na figura seguinte.



Figura 5.9 – Peça final planificada e respetivo polimento.

Estando uma vez a peça planificada cortada, o próximo processo produtivo é a Quinagem. Esta foi processada numa quinadora de controlo numérico. Neste passo foi avaliado o ajuste anteriormente feito para as linhas de planificação, de forma a verificar o estado do ajuste às curvaturas reais da peça.

Para a execução da quinagem nestes termos, recorreu-se ao processo em modo suspenso (Figura 5.10). Este é conseguido através da utilização uma matriz em borracha que permite atingir as curvaturas exigidas, sem haver necessidade de projetar uma matriz para o efeito. Esta, será uma mais-

valia após validação do protótipo e consequente produção em larga escala. Assim, para a execução de um teste esta hipótese não é financeira nem tecnicamente compensatória.

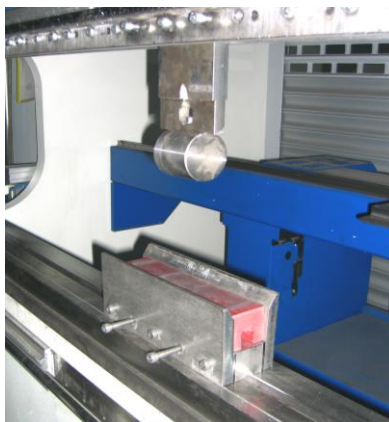


Figura 5.10 – Ferramentas utilizadas na quinagem. Matriz e punção.

Durante o processo, as curvaturas pretendidas foram atingidas através de múltiplas quinagens até atingir os raios de curvatura desejados, conforme o ilustrado nas figuras que se seguem.

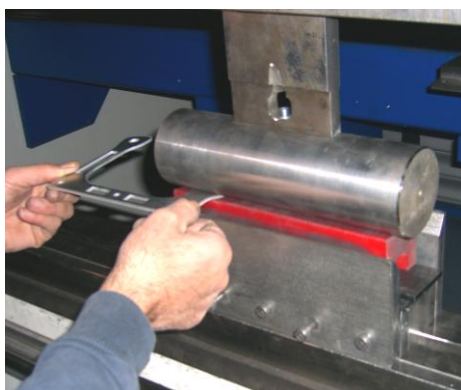


Figura 5.11 – Quinagem de um dos raios de curvatura da aba lateral.

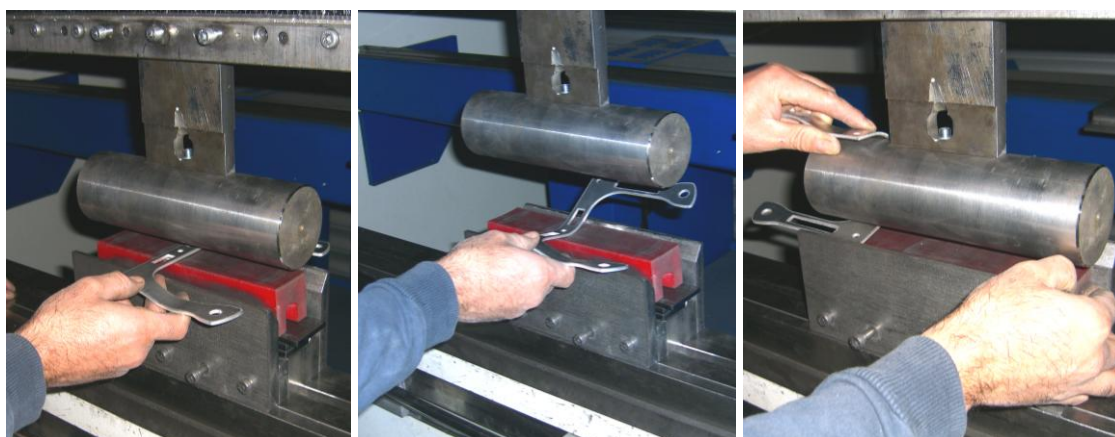


Figura 5.12 – Processo ilustrativo da múltipla quinagem efetuada.

Como resultado dos processos de fabricação acima descritos, resultou o protótipo ilustrado na Figura 5.13, cujas medidas se revelaram conforme o modelo projetado.

É importante salientar que o novo estribo tem um peso de apenas 59,5g, ou seja, aproximadamente 33% do peso do estribo convencional, que pesava 181g.

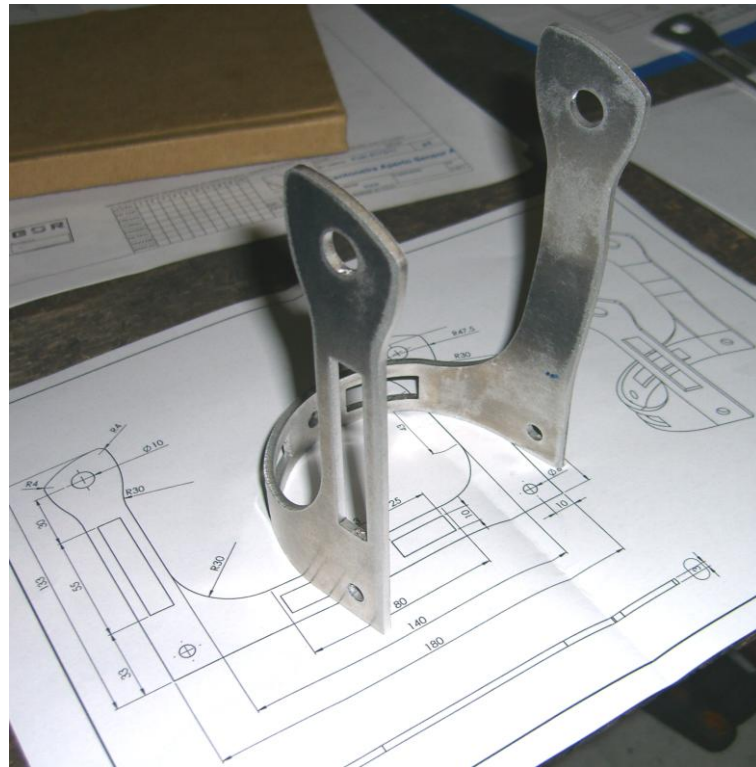


Figura 5.13 – Protótipo resultante do projeto.

5.3. Implementação do Novo Modelo

O protótipo do novo conceito de estribo desenvolvido foi, depois de produzido, acoplado à bota ortopédica do utilizador. Para o efeito, desmontou-se a mesma de modo a retirar o estribo antigo permitindo o acoplamento do novo modelo.

Depois de desagrupar todos os componentes da mesma, foram realizados os furos onde o estribo iria ser fixado (Figura 5.14). Estes, foram efetuados na parte da compensação de comprimento do membro, consoante o projetado. Em seguida foi feita uma incisão na parte superior da referida compensação, de modo a permitir o encaixe da chapa referente ao sistema de fixação. Foram também abertos nesta, três furos concêntricos com os descritos anteriormente. Estas fases encontram-se ilustradas na figura seguinte.



Figura 5.14 – Furação e abertura da incisão para a colocação do sistema de fixação.

O passo seguinte consiste na fixação do estribo. Começaram por se colocar as porcas na junto à mencionada chapa e concêntricas com os furos da mesma. Estando os referidos passos conforme o desejado, procedeu-se à colocação e aperto dos parafusos (Figura 5.15)



Figura 5.15 – Aparafusamento e fixação final do estribo.

Após a fixação do protótipo e antes de se iniciar a montagem dos componentes da bota, o estribo foi revestido até à parte da articulação com uma película de couro igual à que reveste a compensação (Figura 5.16). A aplicação da mesma não irá provocar qualquer melhoria na resistência da peça, mas será uma mais-valia no que respeita à estética do conjunto, uma vez que disfarça o componente metálico.



Figura 5.16 – Revestimento do estribo e compensação com película de couro.

A fase seguinte passou pela reconstrução da bota (Figura 5.17). Primeiro foram polidas as superfícies a serem recoladas de modo a obter uma perfeita adesão por parte da cola, seguindo-se a aplicação da mesma. Depois de algum tempo de repouso, a cola foi reativada num aparelho próprio para esse fim. Por fim, todas as partes foram acopladas e prensadas de modo a reforçar a colagem.



Figura 5.17 – Reconstrução da bota ortopédica.

Uma vez concluída a reconstrução da bota e respetiva fixação do estribo, apresenta-se ilustrado na figura seguinte o resultado final de todo este processo.



Figura 5.18 – Resultado final do acoplamento do novo modelo de estriboábota ortopédica.

5.4. Validação do Protótipo

Após a produção do protótipo e respetiva montagem do mesmo, procedeu-se à implementação prática do modelo.

De acordo com o *feedback* recebido pela parte do utilizador, este refere que o modelo está de acordo com as funcionalidades pretendidas. Descreveu-o também como sendo bastante confortável e denotando uma agradável diferença no que diz respeito ao peso do mesmo.

Convém referir que o modelo foi testado durante um curto espaço de tempo, no entanto foi constatado um problema. Este prende-se com o fato de se notar alguma flexão no movimento do estribo. Conclui-se que este é derivado à fixação do modelo, uma vez que o material polimérico constituinte da compensação da bota é bastante flexível. Assim sendo existe a necessidade de adoptar um sistema de fixação que iniba este movimento.

5.5. Sumário e Discussão

Neste capítulo descreveu-se a solução alternativa adotada e o seu desempenho. O desenvolvimento desta foi elaborado após a identificação e comprovação das fragilidades do modelo inicial. Adotaram-se medidas alternativas para a resolução de tais debilidades e posteriormente procedeu-se ao mesmo processo de análise a que o estribo corrente foi sujeito. Este estudo tinha como finalidade adotar uma solução alternativa viável, o que foi conseguido.

Posteriormente encontram-se descritos os processos de fabrico e montagem do protótipo do modelo adotado.

Por último, verifica-se a parte de validação do novo conceito de estribo, onde se constata que este responde positivamente aquilo que era inicialmente pretendido, porém necessitando de melhorias no sistema de fixação.

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO

6.1. Conclusões

Refletindo sobre os parâmetros do projeto gerado ao longo da presente dissertação, tais como o carácter inovador e relevância da sua contribuição no seio do desenvolvimento de dispositivos de correção e reabilitação da marcha, poderão retirar-se algumas conclusões acerca do trabalho desenvolvido.

Os resultados obtidos da análise do estribo convencional vão de encontro aquilo que vinha acontecendo na prática, ou seja, este sofre uma rutura em zona localizada ao fim de cerca de nove meses de utilização. Isto revela que os esforços aplicados nas simulações efetuadas correspondem, ou são muito aproximados aqueles que o estribo está sujeito na realidade. Nesta fase do projeto, conclui-se que a principal causa da curta vida do estribo estava intimamente relacionada com a conjugação das solicitações presentes. A combinação das forças provocados pelo peso do corpo na base do estribo e da força horizontal presente na aba medial, provocam uma elevada concentração de esforços na zona referida.

O novo conceito de estribo desenvolvido foi projetado de forma a eliminar a zona submetida às cargas provocadas pelo peso do corpo. Este modelo foi submetido ao mesmo tipo de análises a que o inicial havia sido. Por forma a reduzir o elevado peso do estribo convencional, o modelo foi analisado utilizando um material de densidade significativamente mais baixa do que o inicial, obtendo-se no final resultados satisfatórios.

A partir do modelo foi produzido um protótipo, o qual foi implementado e testado pelo utilizador. Consoante o feedback recebido pelo mesmo pôde concluir-se que, quer em termos funcionais, quer em termos de conforto, o protótipo desenvolvido é viável e inovador. De salientar que peso do modelo adotado foi reduzido para 33% do presente no modelo convencional.

Porém o sistema de fixação carece de modificação, visto que durante o período de testes se notou alguma flexão do estribo, devido ao material da compensação da bota ser bastante flexível.

Em suma, conclui-se que o novo conceito de estribo desenvolvido corresponde aos requisitos iniciais.

6.2. Trabalho Futuro

O resultado da fixação do estribo à bota ortopédica não foi o esperado, devido à flexão deste. Deve futuramente desenvolver-se um sistema de fixação, ou possivelmente proceder-se à modificação do material da compensação da bota, de modo a que uma destas alternativas seja capaz de suprir essa deficiência.

Uma possível mais valia poderá também ser o aumento da espessura do material do estribo, o que lhe garantiria uma resistência acrescida e o peso não iria sofrer alterações significativas. Neste caso será necessário adotar uma das seguintes hipóteses: Alterar a geometria da articulação da ortótese, ou rever o processo de fabrico do estribo, de modo a permitir a montagem do mesmo.

REFEÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO A. C., SERRÃO J. C. “Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para a análise técnica esportiva.” Universidade de São Paulo, Brasil, 2007.

AMADIO A.C.; BARBANTI V.J., “A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares.” Editora Estação Liberdade, São Paulo, 2000.

CARDOSO P. J. “Caracterização das componentes horizontais das forças de apoio geradas durante a marcha”. FEUP, Porto, 2007

CIGNA HEALTHCARE COVERAGE POSITION. “Foot Orthosis, Ankle Orthosis, Ankle-Foot Orthosis (AFO), Knee-Ankle-Foot Orthosis (KAFO)”, CIGNA Health Corporation 2004.

CORRAZA S.; MUNDERMANN L.; CHAUDHARI M.; DERMATTIO T.; COBELLI C.; ANDRIACCHI P. “Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull Computer Vision and Image Understanding. Analysis of Biomedical Engineering.”, 2006.

DELISA J. A. “Physical Medicine & Rehabilitation: Principles and Practice, 4th Edition”, Lippincott Williams & Wilkins, 2005

GAFANIZ A., LOPES G., PIRES P. “Análise cinemática da marcha.” Instituto Superior Técnico, Lisboa 2005.

GUIA PMBPOK. “Um Guia do Conhecimento em Gerenciamento de Projetos – Quarta Edição.” Project Management Institute, Inc. Capítulo 5, ISBN: 9781933890708,

HOUSTON, RONALD H. “Principles of Biomechanics,” CRC Press, 2009.

HUANG A. E GLASS L. “Normal gait”, 1999.

INMAN V. T., “Human walking”. Williams & Wilkins, Baltimore, EUA, 1981.

KARDUNA A. R., “Biomechanics - Biomechanical Principles.” Lippincott Williams and Wilkins, 2009.

LACUESTA J. “Biomecânica de la Marcha Humana Normal e Patologica.Publicaciones.” IBV, 1999.

LAKANY H. “Extracting a gait analysis signature.” Pattern Recognition, 2008

LUSARADI M. M., NIELSEN A. C. "Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation". Boston: Butterworth-Heinemann, 2000.

MANUAL DE ADAPTAÇÕES DE PALMILHAS E CALÇADOS. "Série J. Cadernos de Reabilitação em Hanseníase." n. 1 Brasília, 2002.

MELO S., SIMAS J., ANDRADE M., GONÇALVES J., MILANEZ H., TIBOLA L., GIUST M. E BORGES G. "Análise da marcha de caminhada de praticantes adultos em diferentes velocidades", Santa Catarina, Brasil, 1999.

MOREIRA P. S., "Development of a Tree-dimensional Contact Model for the Foot-Ground Interaction in Gait Simulation". Universidade do Minho, 2009

NOBESCHI L. "Anatomia óssea." Instituto de Imagem em Saúde, CIMAS, 2010.

NORKIN C., WHITE E. D. "Joint structure & function: a comprehensive analysis", F. A. Davis company, EUA, 1992.

OLIVEIRA A. P. "Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. Terapia Manual." Londrina,v.2, n. 3, p.122-127, 2004.

PERRY J. "Análise da Marcha, V.1:Marcha Normal". São Paulo: Manole 2005

PERRY J. "Gait Analysis: Normal and Pathological Function", SLACK incorporated, 1992.

RICHARD L., MITCHELL W. M. "Anatomia para Estudantes." 2005.

SILVA P. "Anatomia e biomecânica. 2ª ed.", São Paulo, Atheneu 2002.

WHITTLE M. W. "Gait Analysis, an Introduction, 4th edition", Elsevier Limited, 2007. ISBN 10: 0 7506 8883 1

WICKSTROM R.. "Patrones Motores Basicos Andar, 2", Aliaza Editorial, 1990.

WINTER D. A. "The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological." University of Waterloo press, Ontario, 1991. ISBN : 0-88898-105-8

BIBLIOGRAFIA

BEER F. JOHNSTON R., DEWOLF J. "Mechanics of Materials, 4th Edition". McGraw-Hill, 2006. ISBN-10: 0073107956

COOPER G. "Essential Physical Medicine and Rehabilitation". New Jersey, Human Press, 2006. ISBN 1-58829-618-0

CUCCURULLO S. "Physical Medicine and Rehabilitation Board Review". New York: Demos Medical Publishing, 2004. ISBN-10: 1-888799-45-5

PETERSON D., BRONZINO, J. "Biomechanics, Principles and Applications". CRC Press, 2006. ISBN13: ISBN-10: 0073107956

PITKIN M. "Biomechanics of Lower Limb Prosthetics". Springer, 2006. ISBN: 978-3-642-03015-4

VIGORITA V. "Orthopaedic Pathology" Lippincott Williams & Wilkins, 1st edition, 1999. ISBN13: 978-0781700405.

KNUDSON D. "Fundamentals of Biomechanics, Second Edition". Springer, 2007. ISBN 978-0-387-49311-4.

VAUGHAN C. L., DAVIS L. B., O'CONNOR J. C. "Dynamics of Human Gait ,Second Edition". Kiboho Publishers, South Africa, 1999. ISBN: 0-620-23560-8.

HUDSON R. "Principles of Biomechanics". CRC Press, 2009. ISBN13: 978-0-8493-3494-8

WEBGRAFIA

http://3.bp.blogspot.com	www.drpribut.com/
http://missionmd.net/	www.freemanmfg.com
http://neopage.vilabol.uol.com.br	www.healthline.com
http://orthoenam.skyrock.com	www.kingsleymfg.com
http://orthomedics.us	www.lookfordiagnosis.com
http://sandgortho.com	www.naturalstep.com.br
http://shop.goldingsortho.co.za	www.ncbi.nlm.nih.gov
www.most-comfortable-shoes.com	www.oandp.com
http://thephysiotherapy.com	www.orthopedicmotion.com
http://www.spsco.com/	www.orthoteers.com
www.aaos.org/	www.ortoiberica.com
www.algeos.com	www.spmfr.org
www.beckerortho.com	www.wardmedicalinnovations.com
www.calcadodesportivo.com	www.wefixfeet.ca

Sítios Internet visitados entre novembro de 2010 e novembro de 2011.

ANEXO A – Desenho técnico do estribo convencional

ANEXO B – Desenho técnico do novo estribo planificado

ANEXO C – Desenho técnico do novo estribo